

Docket No.: A8319.0025/P025
(PATENT)

IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE

In re Patent Application of:
Katsutoshi Tsuchiya, et al.

Application No.: 10/678,303

Confirmation No.: Not Yet Assigned

Filed: October 6, 2003

Art Unit: Not Yet Assigned

For: RADIATION DETECTOR, RADIATION
DETECTOR ELEMENT, AND
RADIATION IMAGING APPARATUS

Examiner: Not Yet Assigned

CLAIM FOR PRIORITY AND SUBMISSION OF DOCUMENTS

Commissioner for Patents
P.O. Box 1450
Alexandria, VA 22313-1450

Dear Sir:

Applicant hereby claims priority under 35 U.S.C. 119 based on the following
prior foreign application filed in the following foreign country on the date indicated:

| <u>Country</u> | <u>Application No.</u> | <u>Date</u> |
|----------------|------------------------|-----------------|
| Japan | 2002-294295 | October 7, 2002 |

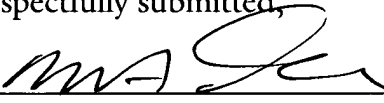
Application No.: 10/678,303

Docket No.: A8319.0025/P025

In support of this claim, a certified copy of the said original foreign application is filed herewith.

Dated: October 22, 2003

Respectfully submitted,

By 

Mark J. Thronson

Registration No.: 33,082

DICKSTEIN SHAPIRO MORIN &

OSHINSKY LLP

2101 L Street NW

Washington, DC 20037-1526

(202) 785-9700

Attorney for Applicant

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日 2 0 0 2 年 1 0 月 7 日
Date of Application:

出 願 番 号 特 願 2 0 0 2 - 2 9 4 2 9 5
Application Number:
[ST. 10/C] : [J P 2 0 0 2 - 2 9 4 2 9 5]

出 願 人 株式会社日立製作所
Applicant(s):

2 0 0 3 年 1 0 月 2 日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

今 井 康 夫

出証番号 出証特 2 0 0 3 - 3 0 8 1 1 8 9

【書類名】 特許願
【整理番号】 1102013591
【提出日】 平成14年10月 7日
【あて先】 特許庁長官殿
【国際特許分類】 G01T 1/00
G01T 1/161

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 土屋 一俊

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 北口 博司

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 横井 一磨

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 梅垣 菊男

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 雨宮 健介

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区神田駿河台四丁目 6 番地
株式会社 日立製作所内

【氏名】 上野 雄一郎

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 柳田 憲史

【発明者】

【住所又は居所】 茨城県日立市大みか町七丁目 2 番 1 号
株式会社 日立製作所 電力・電機開発研究所内

【氏名】 小嶋 進一

【特許出願人】

【識別番号】 000005108

【氏名又は名称】 株式会社 日立製作所

【代理人】

【識別番号】 100064414

【弁理士】

【氏名又は名称】 磯野 道造

【電話番号】 03-5211-2488

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 015392

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 0110324

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 放射線検出器、放射線検出素子及び放射線撮像装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

放射線と反応して電荷を生成する半導体材料を、棒状に形成した第 1 の電極の周囲に配置し、前記第 1 の電極とは極性の異なる第 2 の電極を前記半導体材料の周囲に層状に配置した複数の放射線検出素子と、前記放射線検出素子からの信号を処理する集積回路を備えたこと、

を特徴とする放射線検出器。

【請求項 2】

前記放射線検出素子を着脱可能に保持する複数の保持部と、この保持部に保持される前記第 1 の電極と第 2 の電極を電氣的に接続する電気接続部を複数備えること、

を特徴とする請求項 1 に記載の放射線検出器。

【請求項 3】

前面に放射線を検出する放射線検出素子を複数配置して保持すると共に、このように保持する前記放射線検出素子の第 1 の電極と第 2 の電極を電氣的に接続する電気接続部を複数配置して備えた素子保持手段と、

前記放射線検出素子が検出した信号を処理する集積回路が実装された集積回路保持手段を、

前記放射線検出素子の第 1 の電極との信号の授受又は電位の供給を行う素子保持手段側第 1 の電極用コネクタと集積回路保持手段側第 1 の電極用コネクタ、及び前記放射線検出素子の第 2 の電極との信号の授受又は電位の供給を行う素子保持手段側第 2 の電極用コネクタと集積回路保持手段側第 2 の電極用コネクタを介して分離可能に接続した構成を有する放射線検出器の、

前記放射線検出素子を、放射線と反応して電荷を生成する半導体材料を、棒状に形成した前記第 1 の電極の周囲に配置し、前記第 1 の電極とは極性の異なる前記第 2 の電極を前記半導体材料の周囲に層状に配置した複数の放射線検出素子としたこと、

を特徴とする放射線検出器。

【請求項 4】

前記半導体素子が、前記第 1 の電極の周囲に前記半導体材料を同軸的に配置した構成及び、このように同軸的に配置した前記半導体材料の周囲に前記第 2 の電極を同軸的に配置した構成を有する同軸素子であること、

を特徴とする請求項 1 又は請求項 3 に記載の放射線検出器。

【請求項 5】

前記放射線検出器の前面に、放射線の入射方向を限定するコリメータを備えたことを特徴とする請求項 1 ないし請求項 4 のいずれか 1 項に記載の放射線検出器

。

【請求項 6】

前記コリメータの放射線入射方向がある焦点を持った放射形状を有したコリメータであり、前記放射線検出素子の長手方向が入射放射線の方に合うように、前記放射線検出素子の軸を傾けて配置したことを特徴とする請求項 4 に記載の放射線検出器。

【請求項 7】

半導体材料に第 1 の電極と第 2 の電極を備えて放射線を検出する放射線検出素子であって、前記半導体材料は棒状に形成された前記第 1 の電極の周囲に配置され、前記第 2 の電極は前記半導体材料の周囲に配置されたことを特徴とする放射線検出素子。

【請求項 8】

半導体材料に第 1 の電極と第 2 の電極を備えて放射線を検出する放射線検出素子であって、

一面側に前記第 2 の電極が形成され、対向する他面側の前記放射線の入射方向を基準とした両端部を除く部分に第 1 の電極が形成された平板状素子同士を、前記他面側同士が内側で密着するように張り合わせて積層されたことを特徴とする放射線検出素子。

【請求項 9】

前記第 1 の電極の幅を前記第 2 の電極の幅よりも狭くすると共に、前記他面側

の略中央に配置したこと、

を特徴とする請求項 8 に記載の放射線検出素子。

【請求項 1 0】

放射線を検出する放射線検出素子を複数備える放射線検出器の、前記放射線検出素子間に前記放射線を遮蔽する遮蔽材を配置したことを特徴とする放射線検出器。

【請求項 1 1】

前記放射線の入射方向を基準とした前記遮蔽材の長さを、前記放射線検出素子の長さに略揃えて、前記放射線の入射方向に対して前記遮蔽材と前記放射線検出素子を略面一にしたことを特徴とする請求項 1 0 に記載の放射線検出器。

【請求項 1 2】

前記放射線の入射方向を基準とした前記遮蔽材の長さを、前記放射線検出素子の長さよりも短くしたことを特徴とする請求項 1 0 に記載の放射線検出器。

【請求項 1 3】

前記放射線の入射方向を基準とした前記遮蔽材の長さを、前記放射線検出素子の長さよりも長くして、該遮蔽材が前記放射線検出素子の前面よりも前記放射線の入射方向に伸びた配置にしたことを特徴とする請求項 1 0 に記載の放射線検出器。

【請求項 1 4】

前記遮蔽材が異なる密度を持った複数の材質から成ることを特徴とする請求項 1 0 ないし請求項 1 3 のいずれか 1 項に記載の放射線検出器。

【請求項 1 5】

請求項 1 ないし請求項 6 のいずれか 1 項に記載の放射線検出器の放射線検出素子間に、請求項 1 0 ないし請求項 1 4 のいずれか 1 項に記載の放射線検出器の遮蔽材を配置したことを特徴とする放射線検出器。

【請求項 1 6】

請求項 1 0 ないし請求項 1 4 のいずれか 1 項に記載の放射線検出器の放射線検出素子を、請求項 7 ないし請求項 9 のいずれか 1 項に記載の放射線検出素子としたことを特徴とする放射線検出器。

【請求項 1 7】

請求項 1 ないし請求項 6 のいずれか 1 項、又は請求項 1 0 ないし請求項 1 6 のいずれか 1 項に記載の放射線検出器を備えたことを特徴とする放射線撮像装置。

【発明の詳細な説明】**【0 0 0 1】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、X 線、 γ 線等の放射線の検出、撮像にかかり、特に高エネルギーの γ 線を検出する放射線検出器、放射線検出素子及び放射線撮像装置に関するものである。

【0 0 0 2】**【従来の技術】**

医療用 X 線を例に取れば、放射線撮像装置は、フィルム方式に始まり、イメージングプレート、フラットパネルディテクタ (F P D) と、解像度・分解能ともに優れたものが開発されてきた。検出素子には、放射線と反応して発光するシンチレータと光を電荷に変える光電子増倍管やフォトダイオードを組み合わせたシンチレーション検出器や、放射線と反応して発生した電荷を直接収集する半導体検出器等の固体素子が用いられてきている。例えば、シンチレーション検出器が多く用いられている F P D は、従来の X 線撮像フィルムと同様に、透過 X 線を撮像できる大面積撮像装置であり、一枚もしくは複数枚から成る大面積の検出素子基板に T F T 技術等を用いて、素子内で検出した X 線信号の読み出しを行うものである。フラットパネルと名の付くように、検出素子は非常に薄く、検出器自体は板状である。

【0 0 0 3】

一方、体内に投与された薬剤線源から放射される γ 線を撮像するガンマカメラ (放射線検出器) では、用いられる γ 線は、X 線に比較してエネルギーが高いため、そのままでは著しく感度が低下してしまう。すなわち、X 線撮像装置で用いている検出素子の厚みでは γ 線の反応確率は低く、 γ 線がそのまま検出素子を通過してしまうからである。そのため、検出素子内での反応確率を上げて感度を向上させるため、検出素子に γ 線入射方向の厚みを要する。つまり、検出素子自体

が方向性を持つことになる。したがって、このような方向性を持つ検出器に対して、 γ 線は入射方向を規定しなければ位置分解能を得ることができない。

【0004】

一般に、 γ 線の入射方向性を規定するために、検出器前面にはコリメータと呼ばれるスリット、もしくは多孔の厚い金属板を配置する（例えば非特許文献1参照）。図25に、非特許文献1に記載されている従来のガンマカメラの構成を示す。ガンマカメラの主流は現在でもNaIシンチレータを用いたものであり、この図25のガンマカメラも同様のシンチレータ31を用いている。放射線は、コリメータ41eによって制限された角度でシンチレータ31に入射してシンチレーション光を発する。この光はライトガイド32を挟み、光電子増倍管33に到達して電気信号となる。電気信号は計測回路固定ボード35に取り付けられた計測回路34で整形され、出力コネクタ46eから外部のデータ収集系へと送られる。全体を遮光シールドケース47eに収め、外部の放射線以外の電磁波を遮断している。

【0005】

一般に、図25のようなシンチレータ31を用いたガンマカメラでは、一枚の大きなシンチレータ31の結晶の後に、大きな光電子増倍管33を置く構造となるため、位置分解能は10mm程度に留まる。またシンチレータ31は、放射線から可視光へ、可視光から電子へと多段階の変換を経て放射線の検出を行うため、エネルギー分解能が悪いという問題点を持つ。そのため、現在ではシンチレータ31に代わり、放射線を直接電気信号に変換する半導体検出素子を備えた放射線検出器（放射線撮像装置）が開発されてきている（例えば非特許文献2参照）。図26は、従来のガンマカメラ（半導体検出器）の概略図であり、（a）はガンマカメラの側断面図を、（b）は半導体検出素子の概略斜視図を示す。この図26に示すように、半導体素子77には、それぞれ電極（アノード78、カソード79）が備えられおり、各電極78、79により半導体素子77は、アノード78を格子状に配置した構成をしている（非特許文献1参照）。なお、符号41eはコリメータ、符号44'は半導体素子搭載兼ASIC実装ボード、符号45cは特定用途向けのICであるASIC（Application Specific Integrated Ci

rcuit)、符号 46c は検出信号を出力する出力コネクタ、符号 47c は可視光や電磁波を遮断する遮光シールドケースである。

【0006】

ところで、ガンマカメラ等においても撮像面積の大面积化は必須となってきた。大面积化に伴い、多数の検出素子が必要となる。これら多数の検出素子は、シンチレーション検出器では大きな一枚の素子基板に隣接・設置された光電子増倍管もしくはフォトダイオード、半導体検出器では図 26 (b) のような電極 48, 49 のパターン配線により素子として分離される。また、 γ 線の散乱成分を除くために γ 線はパルスカウンティングにより強度情報を取得する。このため、前置増幅器、波形整形回路、ピークデテクト回路等が各素子に必要であり、大面积では膨大な数の回路となるため、これらの回路は ASIC 45c を用いることで省スペース化が図られている。

【0007】

【非特許文献 1】

(社) 日本画像医療システム工業会、「医用画像・放射線機器ハンドブック」、184 頁

【非特許文献 2】

日刊工業新聞社、「放射線計測ハンドブック第 3 版」、903 頁

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、図 26 に示すような従来の半導体検出器では、コリメータ 41e を用いても、図 14 に示すように、検出素子 77 (シンチレータ 31) で散乱した γ 線が隣接するセルに入射し影響を及ぼす。これはクロストーク (図 14 の $\gamma 1'$ 参照) と呼ばれ、位置分解能の低下を招く。この現象による不都合を避けるために、放射線検出器では入射 γ 線 ($\gamma 0$) のエネルギーにより、入射位置を識別する。すなわち、線源 16d から発する γ 線のエネルギー付近の反応信号 (ΔE_{00}) を弁別して選択的に検出するため、さらに、感度が低下する。つまり、元々の感度の低さと、コリメータ 41e による入射 γ 線の減少、エネルギーの弁別により放射線検出器の感度は著しく低いものとなる。この感度の低下を補うた

めに、コリメータ 41e の孔径を大きくして入射線量を大きくしているが、コリメータ 41e の壁厚は高エネルギー γ 線の検出ほど厚くしなければならない。このことにより、重量が増加し、放射線検出器や放射線撮像装置の保守性を悪くしていた。

【0009】

また、大面積撮像には多数の放射線検出素子（ピクセル）が必要であることから、ASIC の採用、信号の引出し部の電極パターンニングによる素子分離が必須となっているが、このことにより以下のような問題点を有していた。

（１）検出器・ASIC 実装ボードは、バンピング等により一体で形成されており、１つのピクセルが壊れると大きなユニット単位で交換しなければならなかった。ここで、検出素子は非常に高額であるため、大きなユニット単位での交換は、多大なコストを要することを意味する。

（２）カメラの製作面でも１つの実装ボードに検出素子と ASIC を実装するため、カメラの組立工程が極めて複雑であり、また、万一不良素子を発見しても交換がきかない。

（３）特に高エネルギー γ 線を撮像する放射線検出器では、コリメータ長が長く、放射線撮像装置の全体長さが非常に長く、重たく、大型になっていた。これはカメラユニットを支える構造部材の強度の面で、装置の大型化を招き、コストの増加、保守性の悪化とともに、患者の心理的不安も増加させていた。

つまり、放射線検出器や放射線撮像装置の保守性を悪くしていた。

【0010】

そこで、本発明の目的は、放射線検出器や放射線撮像装置の感度を向上すること、これら放射線検出器や放射線撮像装置に好適に使用することのできる放射線検出素子を提供すること等にある。

【0011】

【課題を解決するための手段】

前記課題から、本発明は、放射線と反応して電荷を生成する半導体材料を棒状に形成した第１の電極の周囲に配置し、前記第１の電極とは極性の異なる第２の電極を前記半導体材料の周囲に層状に配置した複数の放射線検出素子を備える構

成とした。これにより、放射線に対する感度（検出効率）を高めることができる。

更に、好ましくは、放射線検出素子を着脱可能に保持する保持部を複数備えると共に、放射線検出素子のアノードとカソードを電氣的に接続する電気接続部を備えた素子保持手段（検出器モジュールボード）を有する構成とした。また、素子保持手段と集積回路（ASIC）が実装された集積回路保持手段（ASICモジュールボード）を分離可能に接続する構成とした。また、半導体検出素子を同軸形状（棒状のアノードの周囲（外周）に半導体材料を配置しさらにその半導体材料の周囲（外周）にカソードを配置した形状）もしくは積層構造とした。また、放射線検出素子の間に遮蔽材を配置する構成とした。これらにより、放射線に対する感度を高めることができる。

【0012】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態（第1～第3実施形態）を、図面を参照して詳細に説明する。なお、第1実施形態は、放射線検出器・放射線撮像装置における部品等の取付構造・接続構造に関する。また、第2実施形態は、放射線検出器におけるコリメータの小型化・省略化に関する。また、第3実施形態は、放射線検出器における検出素子（放射線検出素子）の構造に関する。

【0013】

＜第1実施形態＞

取付構造・接続構造により、放射線検出器の保守性等を向上する第1実施形態について、図1等を参照して説明する。図1は本発明を適用した放射線撮像装置の一例としてのガンマカメラ撮像装置の外観斜視図、図2は図1におけるガンマカメラの概略側断面図である。

【0014】

〔ガンマカメラ撮像装置（放射線撮像装置）〕

ガンマカメラ撮像装置は核医学診断装置の一種で、体内に取り込まれた放射性医薬品が、体内に蓄積または沈着して放出する γ 線を体外から計測し、その蓄積度等から診断を補助するものである。例えば ^{131}I をヨウ化ナトリウムの形で人

体に投与し、甲状腺への集積を体外から計測し、甲状腺の機能の検査を行う。

【0015】

図1のガンマカメラ撮像装置では、前記のようなR I (Radioisotope) 核種を含んだ薬剤を投与された被検体17aを寝台12aに乗せ、ガンマカメラ筐体11に設置された被検体17a上部のガンマカメラ10aにより、被検体17aの患部等に集積した薬剤線源16aから放射される符号18aの γ 線を撮像する。筐体11の脇にはガンマカメラ10aから得られた信号情報を画像化するデータ処理装置13a、画像を表示するモニタ15a、入力装置(キーボード)14aが設置されている。これらデータ処理系は必ずしも筐体11の近くにある必要はない。以上が、ガンマカメラ撮像装置の構成である。

【0016】

[ガンマカメラ]

続いて、ガンマカメラ撮像装置に備えられるガンマカメラ10aの構成を、図2等を参照して説明する。なお、第1の電極がアノードであるときは第2の電極はカソードであり、第1の電極がカソードであるときは第2の電極はアノードである。以下の実施形態では、アノードが第1の電極に相当し、カソードが第2の電極に相当する。

【0017】

図2に示すガンマカメラ10a(10)は、コリメータ41a、 γ 線の検出素子71a、この検出素子71aが検出した信号を読み出す読出回路であるASIC(特定用途向け集積回路)45aを含んで構成される。検出素子71aは1素子ごとに検出器モジュールボード(素子保持手段)42aに着脱可能に保持・固定されている。検出器モジュールボード42aの背面には、検出素子71aで得られた信号を読み出すASIC45aが実装されたASICモジュールボード(集積回路保持手段)43aが配置され、検出器モジュールボード42aとはコネクタ(アノード信号線コネクタ48a・49a、カソード電位供給コネクタ48b・49b、)で接続され、これも着脱可能となっている。ASIC45aはガンマカメラ10aの背面にある出力コネクタ46aと接続され、ここからデータ収集装置(図示せず)へ取得データが送られる。なお、符号48aのアノード信

号線コネクタは請求項の「素子保持手段側アノードコネクタ」に、符号 49a のアノード信号線コネクタは請求項の「集積回路保持手段側アノードコネクタ」に相当する。また、符号 48b のカソード電位供給コネクタは請求項の「素子保持手段側カソードコネクタ」に、符号 49b のカソード電位供給コネクタは請求項の「集積回路保持手段側カソードコネクタ」に相当する。ちなみに、本実施形態では、アノードで信号の授受を行いカソードで電位の供給を行うようにしているが、その逆で、アノードで電位の供給を行いカソードで信号の授受を行うようにしてもよい。

【0018】

これら検出素子 71a と ASIC 45a を含めた部品は光によるノイズの影響と、電磁的なノイズの影響を避けるために、遮光シールドケース 47a によって覆われている。ここまでがガンマカメラ 10a の本体であり、該ガンマカメラ 10a の前面には入射 γ 線 の方向を規定するコリメータ 41a が設置される。コリメータ 41a は γ 線を大きく減衰させる金属、例えば鉛やタングステンといった遮蔽材でできており、複数の細長い穴が空いている。コリメータ 41a は入射 γ 線のエネルギーによって種類を変え、取り替えて使うため、ガンマカメラ 10a の本体とは取り外し可能になっている。ちなみに、コリメータ 41a を含め全体をケースで覆ったものがガンマカメラ 10a である。

なお、検出器モジュールボード 42a と ASIC モジュールボード 43a の接続は、図 3 を参照して以下に説明する。

【0019】

図 3 は、図 2 の一部を拡大した図であり、検出素子を着脱可能に保持する具体例、及び検出器モジュールボードと ASIC モジュールボードの接続部の具体例を示した概略断面図である。

【0020】

図 3 に示すように、検出素子 71a は、側面視長方形の半導体素子部分、この半導体素子部分の外周（側面全面）に導電性のある材料により薄く形成されたカソード 73a と、半導体素子部分の中央に挿通されたアノード（アノードピン）72a を含んで構成される（同軸電極素子）。アノード 72a は、検出素子 71

aの後端部から突出して挿通されている（以下、検出素子71aの γ 線入射側を先端部とし、その反対側を後端部として説明する）。この検出素子71aは、放射線と反応して電荷を生成する半導体材料を棒状に形成した第1の電極（アノード72a）の周囲（外周）に配置し、この第1の電極（アノード72a）とは極性の異なる第2の電極（カソード73a）を前記半導体材料の周囲（外周）に層状（膜状）に配置した放射線検出素子に相当する。殊に、検出素子71aは、半導体材料などを同軸的に配置した構成を有する同軸素子に相当する。

【0021】

図3に示す検出器モジュールボード42aは、検出素子71aの後端部の所定長を収容して保持する保持部Hが複数設けられている。保持部Hは、拡径部分と縮径部分を有する凹形状に構成されており、拡径部分に検出素子71aの後端部が保持され、縮径部分に検出素子71aの後端部から突出しているアノード（アノードピン）72aが保持されるようになっている。保持部Hにおける拡径部の、検出素子71aの後端部に接触部する部分には、検出器固定用兼カソード電位供給用バネ電極（以下「カソード側バネ電極」という）55aが対向して備えられている。また、検出素子71aの後端部から突出したアノード72aが保持（挿通）される縮径部分には、アノード信号ピン用バネ電極（以下「アノード側バネ電極」という）55bが対向して備えられており、検出素子71aを、検出器モジュールボード42aに対して着脱可能に保持する（取り付ける）ようになっている。なお、カソード側バネ電極55a、アノード側バネ電極55bは、それぞれ板バネを円弧状に撓ませてあるので、検出素子71aの保持が確実に行われる。また、着脱も容易になる。

【0022】

なお、この実施形態でのカソード側バネ電極55a及びアノード側バネ電極55bは、検出素子71aの側に備えるようにしてもよいし、保持部Hの側に備えるようにしてもよいし、独立した部材としてもよい。ちなみに、前記した検出器モジュールボード42aは、前面に放射線を検出する検出素子71aを、両バネ電極55a、55bを介して着脱可能に保持する保持部Hを複数配置して備えると共に、保持部Hに保持される検出素子71aのアノード72aとカソード73

aを電氣的に接続する電気接続部（保持部H）を複数配置して備えた構成に相当する。また、この実施形態でのガンマカメラ10aは、請求項の「放射線検出器」に相当する。また、この実施形態の検出器モジュールボード42aは、請求項の「素子保持ボード」に相当する。また、この実施形態の保持部Hは、請求項の「電気接続部」にも相当する。

【0023】

図3に示すように、検出器モジュールボード42aとASICモジュールボード43aには、互いに嵌合するアノード信号線コネクタ48a、49aと、互いに嵌合するカソード電位供給コネクタ48b、49bが備えられており、このアノード信号線コネクタ48a、49aとカソード電位供給コネクタ48b、49bを介して、検出器モジュールボード42aとASICモジュールボード43aとが接続される。

【0024】

なお、検出器モジュールボード42a側のアノード信号線コネクタ48aは、各検出素子71aと一対一で電氣的に接続された信号伝達ピン48apを備え、ASICモジュールボード43a側のアノード信号線コネクタ49aに備えられる同数の受部49ahに挿通して信号の授受を行うようになっている。また、検出器モジュールボード42a側のカソード電位供給コネクタ48bは電位供給ピン48bpを備え、ASICモジュールボード43a側のカソード電位供給コネクタ49bに備えられる受部49bhに挿通してカソード電位の供給を行うようになっている。これら構造により、検出器モジュールボード42aとASICモジュールボード43aが確実に接続される。また、接続を解除して取り外すこともできる。

【0025】

次にガンマカメラ10aの動作について説明する。

図2、図3に示すように、図面の左から γ 線が入射したとする。コリメータ41aに到達した γ 線は、細長い穴以外ではコリメータ41aを構成する材質により減衰してしまうため、検出素子71aに到達できない。したがって、検出素子71aに到達して、素子内で検出された γ 線は入射方向が規定され、放出された

位置が同定できる。検出素子 71a では、入射 γ 線が反応して電子正孔対を生成し、その電荷をアノード 72a とカソード 73a の 2 つの電極で収集することで γ 線の入射を検出する。また、その電荷量から入射 γ 線のエネルギーも同定できる。検出素子 71a での信号の検出動作については、後述する素子の実施形態で詳しく述べる。

【0026】

比較のために従来例について図 26 を用いて以下に説明する。

図 26 (a) に示す従来のガンマカメラでは、検出素子 77 は一つの大きな基板であり、図 26 (b) に示すように電極 78 のパターンによってピクセルとしていた。また、検出素子 77 は A S I C 45c が実装された基板 44' にはんだバンプ等により完全に固定されていた（その他の部分は図 2 等を参照した説明と同じである）。

【0027】

このような構成のため、従来のガンマカメラでは、1 つの撮像ピクセルが壊れると、基板 44'、ひいては接続された A S I C 45c ごと、つまりガンマカメラごと交換しなければならず、非常に高額な保守コストが要求された。また、A S I C 45c と接続した後に不良素子（不良なピクセル）が発見されても、交換ができなかった。特に半導体検出器においては、全素子 77 にわたる信頼性はまだ充分ではなく、このことは大面積の撮像装置を実用化する上で大きな障害となっていた。

【0028】

本実施形態では、このような保守性を考慮し、検出素子は個別に着脱可能な構造とし、1 つの検出素子が壊れても、素子単位で交換できるようになっている。

例えば、10cm 角のモジュールボードに 1000ch（チャンネル）の分離型素子（3mm 角素子）を入れる条件では、従来は数十個の素子（ピクセル）が破損したら、カメラモジュール（基板 44'）を交換することとしていた。これに対し、本実施形態では 1 個 1 個検出素子 71a を交換できるので、約 1/30 のコスト低減になる。また、従来の技術では、手間とコストの関係から、少しぐらゐの素子破損はそのまま使いつづけるため、鮮明な画像を得ることができない

ケースが多かった。これに対し、本実施形態のガンマカメラ 10 a では、わずかなメンテナンスで鮮明な画像を得ることができる。

【0029】

また、本実施形態では従来技術と異なり、検出器モジュールボード 42 a と A S I C モジュールボード 43 a が分離可能な構成になっている。このように構成することで、信頼性の高い A S I C 45 a と十分な信頼性を確保することのできない検出素子 71 a を事後的に分離することができ、製作及び保守に関する自由度を上げることができる。また、従来は検出素子 77 と基板 44' の接続にバンブ接続を用いたが、本実施形態ではバンブ接続が不要であるので、バンブ接続の際に生じる熱の影響を回避することができる。

【0030】

さらに、本実施形態では、同じ A S I C 45 a を用いて撮像することとしても、撮像に使用する γ 線のエネルギーレベルによって、それに見合った検出素子 71 a に変更することができる。例えば、半導体検出器では C d T e (テルル化カドミウム) 素子や C Z T と呼ばれる素子が、検出性能が高いが、低エネルギーでの撮像が主であれば、C d T e よりも安価な G a A s (ヒ化ガリウム) 素子を用いたガンマカメラを購入し、必要に応じて、高エネルギーでも対応できる C d T e 素子モジュール (検出器モジュールボード 42 a) を購入し、モジュールボード 42 a だけ交換すればよい。つまり、検出素子 71 a が取り付けられた検出器モジュールボード 42 a、或いは検出素子 71 a だけを別に準備して交換すればよい。よって、新たにガンマカメラ 10 a をもう一台買う必要はない。また、医療 X 線レベルの低エネルギー領域では、さらに安価な S i 素子を、検出素子 71 a として用いることもできる。

【0031】

また、図 2、図 3 のようなパラレルコリメータ 41 a だけでなく、穴の配置が扇形になっており、小部位の拡大撮像を行うコンバージェントコリメータ 41 d (図 4 に示すガンマカメラ 10 b 参照) や、カメラ面積よりも大きな範囲を縮小撮像するダイバージェントコリメータに対応した素子配置を持った検出器モジュールボード 42 a を接続する等、1 つの A S I C モジュールボード 43 a で、使

用目的にあった検出素子 71 a（検出器モジュールボード 42 a）やコリメータ 41 a, 41 d を選択することも可能となる。このような撮像は、検出素子内に各ピクセルに対応した区切りを設けない、一枚の基板での検出素子による撮像では困難である。すなわち、高エネルギー γ 線の検出では素子に厚み（奥行き）が必要であり、検出体積が方向性を持っているからである。本実施形態では、ピクセルごとに仕切られており、撮像部位の γ 線入射方向に検出素子 70 a の軸方向が揃っているので、高エネルギー γ 線での撮像も可能である。

このように撮像形態のバリエーションが増えることで、従来の単純な等倍平面像に加えてガンマカメラ 10 の撮像用途を拡大することができる。

【0032】

このように、第 1 実施形態では保守性の向上、保守コストの低減、製作、保守面での信頼性確保、応用範囲の拡大等の利点が得られる。

なお、図 2 等では、検出器モジュールボード 42 a と A S I C モジュールボード 43 a を分離可能にした構成を示したが、図 5 のガンマカメラ 10 c の模式的断面図において符号 44 で示すように、両者を一体にして、分離できないようにしてもよい。ちなみに、図 5 の構成では、検出素子 71 a は、1 つ 1 つ分離可能になっている。

また、検出素子 71 a を保持する保持部 H の、検出器モジュールボード 42 a における配置は、例えば碁盤の目のような格子状にすることができる。また、例えば検出素子 71 a が断面六角形の場合は、保持部 H の配置をハニカム状にすることができる。

【0033】

《第 2 実施形態》

次に、コリメータの省略化（小型化）により保守性等を向上する第 2 実施形態について、図 6 等を参照して説明する。図 6 は、図 2 等と同じく、図 1 のガンマカメラ撮像装置に適用するガンマカメラの模式的な側断面図である。

【0034】

この図 6 に示す第 2 実施形態のガンマカメラ 10 d の大きな特徴は、第 1 実施形態のようなコリメータ 41 a（図 2 等参照）を省略化した（不要とした）こと

である。このため、検出素子 71a を嵌め込む（埋め込む）穴を保持部 H として格子状に複数配置した構成の遮蔽材 50b を用い、その保持部 H に複数の検出素子 71a を嵌め込んで配置して保持することとした。つまり、検出素子 71a の周囲（先端面と後端面を除く）をすべて遮蔽材 50b で囲むようにしたものである。

【0035】

また、このように遮蔽材 50b により検出素子 71a を保持する構成にしたことに関連して、導電性のある遮蔽材 50b を介してカソード電位を各検出素子 71a に供給することとした。なお、他の構成要素は、図 2 等を参照して説明した第 1 実施形態と同様であるので説明を省略する。ちなみに、この第 2 実施形態のガンマカメラ 10d は、放射線を検出する検出素子 71a を複数備える放射線検出器（ガンマカメラ 10d）の、検出素子 71a 間に γ 線を遮蔽する遮蔽材 50b を配置した構成等にも相当する。

【0036】

図 6 の遮蔽材 50b 及び検出素子 71a の部分を抜き出したものを、図 7 の斜視図に示す。この図 7 に示すように、格子状の遮蔽材 50b の中に各検出素子 71a が配置されている。ここで、各検出素子 71a は、第 1 実施形態で述べたように着脱可能にしてあるものでもよいし、着脱可能にしてないものでもよい（以下の説明では着脱可能にしてあるものとする）。

【0037】

図 11（a）に検出素子 71a を保持する保持構造の 1 例を示す。遮蔽材 50b には枠の内側にそれぞれ円弧状に撓ませた板バネ（カソード側バネ電極）55a が設置されており、検出素子 71a はこのカソード側バネ電極 55a により固定される。ここで用いている検出素子 71a は、第 1 実施形態と同様に同軸電極素子であり、中心軸と側面全面の 2 つの電極を持っている。このうち、外側（側面全面）の電極はカソード（コモン）73a となっており、遮蔽材 50b にカソード電位を供給することで、カソード側バネ電極 55a に接触した全検出素子 71a に同じ電位が配されるようになっている。一方、検出器モジュールボード 42b には信号電極であるアノード（アノードピン）72a が刺さり電氣的接触が

取れるようになっている。検出素子 71a は、第 1 実施形態と同様に、同軸型のアノード 72a を備えたものを用いているが、これについては、その効果等を後述する。

【0038】

この構成では、第 1 実施形態で存在した各検出素子 71a 間の隙間を遮蔽材 50b が有効に使っており、同時にこの遮蔽材 50b の先端部分が第 1 実施形態でのコリメータ 41a の役目も果たす。なお、遮蔽材 50b は、例えば第 1 実施形態のコリメータ 41a を構成する材料と同じ材料とすることができる。ちなみに、検出素子 71a の着脱は、検出素子 71a と遮蔽材 50b の間にある隙間に専用のピンセットを入れることで行えるようになっている。

【0039】

次に第 2 実施形態での検出動作と利点について、図 14、図 15 の従来例との比較を行いながら図 12、図 13 を用いて説明する。

【0040】

図 14 は、検出素子 77（シンチレータ 31）内で検出される主な信号成分を示したもので、図 15 は一つの検出素子（ピクセル）内で得られる検出信号のエネルギースペクトルを示したものである。図 14 内のコリメータ 41a は、図の都合上相当短めに描いてある。実際は図 27 のように非常に長いものである。ちなみに、従来例を示す図 14 の、符号 16d は線源であり、符号 17d は被検体であり、符号 18d は線源 16 から放射された γ 線であり、符号 77 は検出素子である。一方、図 12、図 13 は第 2 実施形態で得られる同様の情報を示したものである。

【0041】

まず、従来例の検出動作を、図 14 等を参照して説明する。

被検体 17d 内にある線源 16d からは、符号 18d で示す γ 線が放出される。この際、線源 16d からは γ_0 （エネルギー E_0 ）という γ 線のみが放出されるとする。 γ 線は線源 16d から等方的に放出されるが、図 14 ではコリメータ 41e を通過する γ 線のみを描いている。コリメータ 41e を通過した γ 線 γ_0 （直達成分）に対しては、検出素子 77（シンチレータ 31）内で光電効果による

エネルギーの全吸収 (ΔE_{00}) と散乱によるエネルギーの低下 (ΔE_{01} というエネルギーを放出) が起こる。なお、散乱した γ 線 γ_1 のエネルギー E_1 は、元の γ 線 γ_0 のエネルギー E_0 よりも小さい ($E_1 < E_0$)。この散乱 γ 線 γ_1 が同一ピクセル内で光電効果により全吸収されたとすれば ΔE_{11} というエネルギーを放出する。これらはコリメータ 41e によって入射方向の規定された γ 線である。この信号を取得すれば、線源 16d のより正しい位置画像情報が得られる。

【0042】

しかし、既に説明したように、検出素子 77 (シンチレータ 31) 内での散乱 γ 線 γ_1 は、必ずしも散乱を起こしたのと同じピクセル内で吸収されるわけではない。隣接するピクセル (本来コリメータ 41e の隣の隙間から入射する γ 線 γ_0 を検出する部分) に飛散し、そこで吸収されるクロストークという現象がある。クロストークにより吸収したエネルギーを $\Delta E_{11}'$ とする。また、 γ 線 γ_0 が被検体 17d の体内で散乱すると、エネルギーの低い γ_3 (エネルギー $E_3 < E_0$) という γ 線 (体内散乱線) を発生する。つまり、線源 16d からは一種類のエネルギーの γ 線 γ_0 が放射されているが、実際に検出素子 77 (或いはシンチレータ 31 の後段側に設けられる光電子増倍管 33 (図 25 参照)) で検出される γ 線光子はこのように異なるエネルギーをもった γ 線として認識される。

【0043】

これらエネルギーの異なる γ 線の検出カウントをエネルギースペクトルとして表わしたものが図 15 である。

クロストーク (γ_1')、体内散乱線 (γ_3 , ΔE_{33}) は、線源 16d の位置とは無関係に検出され、偽の位置情報を与え、画像の分解能を低下させる。線源 16d の真の位置情報を示している信号は、全吸収をした ΔE_{00} という信号成分だけである。したがって、通常は検出信号ごとにエネルギー弁別を行い、あるエネルギー閾値以上の信号である ΔE_{00} の信号のみを用いて画像の質を向上させることが必要になる。しかし、図 15 から判るように、この信号は検出全カウントに比してごくわずかである。さらにコリメータ 41e による入射 γ 線 γ_0 の減少もあるため、分解能を上げると、それに反して非常に感度が低下してしまう。この低下がどれだけ大きいかを図 16 に示す。

【0044】

図16は、強弱2つの線源16e、16fが存在する場合、150keVと511keVとエネルギーレベルが異なる線源16e、16fをコリメータ付きの検出器で見た場合の取得画像情報（計測放射線分布例）の一例である。図16（a）は線源16e、16fとコリメータ41e、検出素子77の配置を示したもので、同（b）は150keVの γ 線の検出例（計測放射線分布例）、同（c）は511keVの γ 線の検出例（計測放射線分布例）を示している。ただし、検出素子はCdTeを用いたものである。なお、図16（b）、（c）の棒グラフは、下から上に、体内散乱、直達成分、散乱イベント、一番上がクロストークである。

【0045】

図16（b）から判るように、150keVの γ 線では、光電効果がコンプトン散乱よりも確率が高いため、得られた信号はほとんど直達成分 γ_0 であり、前記のエネルギー弁別をせずとも十分な画像が得られる。しかし、エネルギーのより高い図16（c）の511keVの γ 線（PET検診の際に放射される γ 線）では、カウントされるほとんどが散乱成分（ γ_1 、 γ_1' ）であり、真の情報を示す γ_0 成分のみを使ったのでは感度が図16（b）に比べて著しく低く、大きなS/N比が取れず良好な画質が得ることは難しい。S/N比を上げるためには、撮像時間を長くして検出カウント数を増やさなければならず、被検体17eたる患者への負担が大きくなるので好ましくない。

【0046】

一方、第2実施形態では、各検出素子71a内で検出される主な信号成分は、図12のようになる。図14と異なるところは、各検出素子71a間に配置された遮蔽材50bによってクロストーク成分 γ_1' がなくなることである。そのため、エネルギースペクトルは図13のようになる。ここでクロストーク成分 γ_1' がない場合、画像がどうなるかを再び図16に戻って見てみる。

【0047】

511keVの γ 線の計測放射線分布例を示す図16（c）では、明らかにクロストーク成分 γ_1' が真の線源位置よりも広く分布しており、クロストークが

画像の分解能を低下させていることは明白である。今、本実施形態の構成により、クロストークが除去できたとすると、散乱線も含めた分布は、図16 (b) に示した150 keVの情報と大差がないことが判る。ここで、直達成分 γ_0 以外の成分としては検出素子内散乱線 γ_1 、体内散乱線 γ_3 が存在する。しかし、 γ_3 は等方性散乱による入射成分であるため、ほぼ均等に分布しており、白色雑音として扱える。したがって、 γ_3 の成分は、足きり処理により影響を排除することができる。よって、クロストークを除くために γ_0 だけを採った従来例と比べると、検出器内散乱成分を信号として扱うことのできる本実施形態では、分解能を保ったままはるかに大きな感度を得ることができる。また、位置精度も向上する。もちろん保守は容易である。

【0048】

ところで、図6に示すように、第2実施形態では、コリメータ（例えば図2の符号41a等参照）が検出素子71aの前面にないので、 γ 線が斜めに入射することが考えられるが、検出素子71aよりも前面に出た遮蔽材50bの部分は、コリメータと同じ役割を果たす。また、高エネルギー γ 線ほど検出素子71aの厚み（長さ）を長くする必要があり、遮蔽材50bの長さも長くなるが、図6等 に示されるような細長い検出素子71aを考えた場合、検出素子71a自体が斜め入射成分に対し感度が低いことから、特に第1実施形態のようなコリメータ41aを置く必要はない（もちろん、図2のようなコリメータ41aを置くことを排除するものではない）。

【0049】

ちなみに、高エネルギー γ 線を撮像する場合ほど本発明の効果は大きくなる。極端な画像の分解能を要求するものでなければ、許容できる範囲で斜め入射成分を抑える程度の遮蔽材50bの長さにすればよい。また、図8のように遮蔽材50eと検出素子71aの長さを揃えて面一にしても、十分な画像が得られる。また、図8において、検出素子71aの先端部が遮蔽材50eから突出したような構成としてもよい。ちなみに、クロストーク除去効果による分解能と感度の向上は、検査時間の短縮を生み、患者の負担を大幅に減らす効果をもたらす。

【0050】

また、従来は、エネルギーを求めてカウントするパルスカウント方式であり、 γ 線のエネルギーを弁別しながら γ 線を計測していたが、この第2実施形態のような構成の方式では、エネルギー弁別を必要としない測定が可能である。このため、 γ 線の消滅によって発生した電荷電流を積算平均化する電流モードでも用いることができる。この電流モードで得られる情報は、検出 γ 線のエネルギー平均の時間積分であり、測定に耐え得るカウント数を集めるのに時間のかかるパルスカウント方式に比べて、アナログで大きな出力が得られる。また、電流モードによる計測では、 γ 線のエネルギーは測定しないため、測定回路構成が簡単になる。そのため、読出用のA S I Cもパルスカウント用のA S I Cがせいぜい数10 c hしか扱えないのに比べて、1チップのA S I Cで数万c hという多数のc hが扱え、装置の設計が容易にでき、より安価な装置が提供できる。

【0 0 5 1】

さらに、コリメータを小型に軽減することにより、或いは省略することにより、ガンマカメラ（放射線検出器）自体の薄型化、軽量化が図られる。例えば、従来例（図2 6 参照）ではコリメータが6 0 mm、検出素子7 7が1 5 mm、A S I C実装ボード4 4'が2 5 mmで、全長計1 0 0 mm程度の厚みを有するが、この第2実施形態のような構成（図6 参照）では、検出素子7 1 aから飛び出る遮蔽材5 0 bの部分を1 0 mmに抑えたとすれば、全長計5 0 mm程度で済む。これにより約1 / 2の小型化が図られる。また、その分、保守が容易になる。

【0 0 5 2】

また、従来のガンマカメラは、高エネルギー用のものでは、コリメータだけでも重量は1 0 0 k gを超える。参考までに図2 7に中エネルギー用のコリメータの外形例を示すが、例えば、産業調査会の新医療機器事典によると、低エネルギー（2 0 0 k e V程度）用の汎用コリメータでは長さ6 5 mm、穴径3 mmで重さは5 4 k g、高エネルギー（> 4 0 0 k e V）用に至っては、長さ6 5 mm、穴径4 mm、重さ1 1 0 k gにもなる。つまり、ガンマカメラのほとんどがコリメータの重量で占めていることになる。この重量のため、ガンマカメラを支持する装置本体（ガンマカメラ筐体1 1、図1 参照）は強度の面でも非常に大きくなり、威圧感等から心理的に患者へ与える不安は少なくなかった。この第2実施形

態のような構成では、遮蔽材 50b は数 10 kg 程度とおよそ 1/3 にでき、装置本体の小型化を図れる上に、フレキシブルアームタイプのガンマカメラの構成にしても、ガンマカメラを支えるアームの負担が少なく、扱いやすいものとなる。このように装置の扱いやすさが向上することで、患者のカメラ設定時間を短縮でき、患者の負担と撮影時間を大幅に軽減できる。また、保守も容易になる。

【0053】

第2実施形態のさらなる別の形態としては、図9に示すように、検出素子 71a の後端ほどエネルギーの低い散乱線が多くなることから、遮蔽材を前部と後部で分け、前部遮蔽材 51 には遮蔽効果の高い材質、後部遮蔽材 52 には軽量の材質を持ってきて、ガンマカメラ自体の軽量化を図ることもできる。

【0054】

これらの実施形態は、図17に示すように、シンチレータ 31b とフォトダイオード 36 を組み合わせたガンマカメラでも同様の構成をとることができ、遮蔽材 50b により、原理上同様の効果を有する。なお、図17の、符号 42f は検出器モジュールボード、符号 43f はASICモジュールボード、符号 45f はASIC、符号 47f は遮光シールドケース、符号 48f、49f はコネクタである。

【0055】

《第3実施形態》

続いて、第1実施形態や第2実施形態の放射線検出器に好適に使用することのできる検出素子の構造に関する実施形態を、図面を参照して説明する（図18等を適宜参照）。

【0056】

図18や第1実施形態・第2実施形態（図2、図7等参照）での検出素子 71a は、中心軸上にピン状のアノード（アノードピン）72a、側面全面がカソード 73a という構造をしている。一方、図19に示すような通常の検出素子 171e は、プレーナ型と呼ばれる基板の上下面に電極 172e、173e を形成したものである。検出素子 171e 内での γ 線の消滅によって発生した電荷を完全に収集するために、許容される電極間隔（図19の電極 172e と電極 173e

との間隔)は素子材料によって上限がある。これは電荷キャリアの移動度、寿命、印加電界によって決まるが、高エネルギー γ 線では前記したように、 γ 線の入射方向に対して素子にある長さが必要である。この長さは許容される電極間隔よりも長い。このため、通常、検出素子171eは、 γ 線の入射方向に対して側面に電極172e、173eを配置し、対向する電極面の横(隙間)から γ 線を入射させる構成をとる。また、検出感度を上げるために同図(b)に示すように、検出素子171eの同電位面を貼り合わせ、一つの積層素子として用いる場合もある。遮蔽材50b(図6等参照)を検出素子71aの周囲に配置する第2実施形態では、このような積層素子を適用すると、遮蔽材50bはある電位(カソード電位)を持っているため、検出素子171eの電極のない側面部分が電位による電界の影響を受けて、局所的に強い電界が生じるという問題がある。また、サイドに露出したアノード172eが、カソード電位を供給している遮蔽材50bに接触しないように、絶縁処理を施さなければならないという問題がある。

【0057】

一方、本実施形態で説明する検出素子71a(図18等参照)は同軸素子であり、かつ側面全面がカソード73aとなっている。ここで、カソード電位は共通であることから、図18(b)のように検出素子71aを密集させて配置して、隣接する検出素子71a同士が接触しても問題はない。むしろ接触させることにより、一個所の給電で全検出素子71aに同電位を印加させることができるようになる。この構造により、図11(a),(b)に示したように格子状の遮蔽材50b内に設置した板バネ(カソード側バネ電極55a)により、検出素子71aの固定と給電を同時に行うことが可能になる。つまり、遮蔽材50bにカソード電位を与えれば、カソード73aを介して必然的に全検出素子71aにカソード電位が供給される。一方アノード72aは、検出信号素子であり、各素子71aで独立にする必要がある。中心軸上に配置したピン状のアノード72aはこのような検出素子71a毎の独立性を保つと共に、検出器モジュールボード42b(図2等参照)への素子接続を単純なピン接続とすることを可能にする。さらに同軸型の検出素子71aは、以下に説明する検出効率の向上効果をもたらす。

【0058】



この素子構造の別形態として、検出素子の製作性を考慮して、図 20 に示すような 4 分割した検出素子片 71 b' にカソード面 75 a、アノード面 74 a を蒸着し、断面角型のアノードピン 72 b を挟んで一つの素子とすることもできる。

また、図 21 のように断面十字型のアノードピン 72 c を用いても同様の検出素子 71 c を製作することが可能である。なお、図 21 の符号 71 c' は検出素子片であり、符号 74 b はアノード、符号 75 b はカソードである。

【0059】

ところで、アノード面積をカソード面積に比較して小さくすると、放射線の検出効率が向上するスモールピクセル効果という現象が知られている。プレーナ型と呼ばれる対向電極を備えた平板型の検出素子 71 f では、電子を収集するアノード 72 f をカソード 73 f の面積に比較して小さくすることで、スモールピクセル効果により電極（アノード 72 f、カソード 73 f）での電荷収集効率を上げることができる。これにより、検出効率が向上する。この構成は、図 22 に示すように、アノード面 72 f をカソード面 73 f に比して狭くとり、板状のアノードピン 72 f を出した素子片 71 f' としてこれを積層し、一つの検出素子 71 f としている。

【0060】

なお、この検出素子 71 f を適用した例が図 10 であり、検出素子 71 f の固定方法の例を示したのが図 11 (b) である。この場合、アノード 72 f は検出素子側面にはみ出ることではないため、遮蔽材 50 b に触れることはない。このため、遮蔽材 50 b と検出素子 71 f を絶縁する必要はないので、スペースを有効活用して γ 線の検出効率を上げることができる。また、板バネ 55 による接触は両面のカソード面 73 f で受けることができる。アノード 72 f が検出素子 71 f の中心部に集中していることから、格子状の遮蔽材 50 b による電界の影響は小さい。検出素子 71 f の製作の点から非常に実用的な構成といえる。この素子構造によって、積層素子を用いた素子分離型の実用的なガンマカメラを実現できる。

【0061】

以上述べたような放射線検出器及び検出素子は、図 1 を参照して説明したガン



マカメラ撮像装置では非常に有効である。その他にも図 23 に示すような、ガンマカメラ 10 を回転させて立体画像を得る SPECT（単光子放射型断層写真）装置でも同様の効果を有することは明らかである。検出効率の向上効果はもちろん、保守性の向上、保守コスト低減、装置の薄型化、軽量化、検査時間の短縮による患者の負担低減等、ガンマカメラと共通した利点をもたらす。特に複数台のガンマカメラを用いる SPECT 装置では、保守性の向上、保守コストの低減、軽量化は大きな利点となる。

【0062】

また、図 24 に示した PET 装置では、撮像ピクセル数は数十万個以上になる場合もあり、数 10 個の素子欠陥で大きなカメラユニットを交換するのはランニングコストを非常に悪くする。そこで、着脱可能な検出素子 71a 等や ASIC と分離できるコネクタボード（検出器モジュールボード 42a や ASIC モジュールボード 43a）を備えた本発明を適用することで、保守性とランニングコストを大幅に向上させることができる。また、PET 装置では 511keV という高エネルギー γ 線を対象とするため、前記したように従来技術では検出効率は非常に低い。したがって PET 装置への採用は、検出効率を上げる点で、また位置精度を上げる点で、本発明は極めて重要な効果を生む。

【0063】

なお、以上説明した本発明は、前記した実施形態に限定されることなく幅広く変形実施することができる。例えば、第 1 実施形態から第 3 実施形態を適宜組み合わせる実施することができる。また、前記実施形態では、主として医療用途を例に説明したが、用途はこれに限定されるものではなく、広く産業一般や研究用途などに適用することができる。また、半導体検出素子の半導体材料も特定のものに限定されるものではない。また、検出素子 71a を板バネ（バネ電極 55a, 55b）を介して着脱可能に保持することとしたが、これは一例であり、他の保持機構でもよい。

【0064】

【発明の効果】

以上述べたように、本発明によれば、放射線検出器等の感度の向上に資するこ



とができる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 本発明にかかる実施形態の放射線撮像装置としてのガンマカメラ装置の模式的側面図である。

【図 2】 本発明にかかる第 1 実施形態のガンマカメラの模式的側断面図である。

【図 3】 図 2 の一部を拡大した図である。

【図 4】 コンバージングコリメータに対応させた図である。

【図 5】 図 2 とは異なるガンマカメラの模式的側断面図である。

【図 6】 本発明にかかる第 2 実施形態のガンマカメラの模式的側断面図である。

【図 7】 図 6 の遮蔽材の例を示した図である。

【図 8】 図 7 とは異なる遮蔽材の例（短い遮蔽材）を示した図である。

【図 9】 図 7 とは異なる遮蔽材の例（複数の遮蔽材）を示した図である。

【図 10】 図 7 とは異なる検出素子を適用した例を示した図である。

【図 11】 検出素子の保持状態を示す図であり、（a）はアノードピンを備える検出素子の保持状態を示し、（b）は図 2 の検出素子の保持状態を示す図である。

【図 12】 クロストーク成分を遮蔽材で防ぐ第 2 実施形態での原理を示す図である。

【図 13】 クロストーク除去効果を示す図である。

【図 14】 クロストークの発生原理を示す図である。

【図 15】 直達成分とその他の成分の構成を示す図である。

【図 16】 エネルギーレベルが異なる線源からの計測放射線分布例を示す図であり、（a）は線源と検出器の関係を示し、（b）は 150 keV の γ 線における計測放射線分布例を示し、（c）は 511 keV の γ 線における計測放射線分布例を示す。

【図 17】 図 6 とは異なるガンマカメラ（シンチレータ利用）の模式的側断面図である。



【図 18】 本発明にかかる第 3 実施形態の、(a) は検出素子単体を示す斜視図であり、(b) は検出素子を複数配置した状態を示す斜視図である。

【図 19】 放射線検出素子を示す斜視図である。

【図 20】 プレーナ型の放射線検出素子の構成を示す図である。

【図 21】 図 18 とは異なる放射線検出素子の構成を示す図である。

【図 22】 図 18 とは異なる放射線検出素子の構成を示す図である。

【図 23】 放射線撮像装置 (SPECT 装置) を示す図である。

【図 24】 放射線撮像装置 (PET 装置) を示す図である。

【図 25】 従来例を示す図である。

【図 26】 従来例を示す図である。

【図 27】 従来例を示す図である。

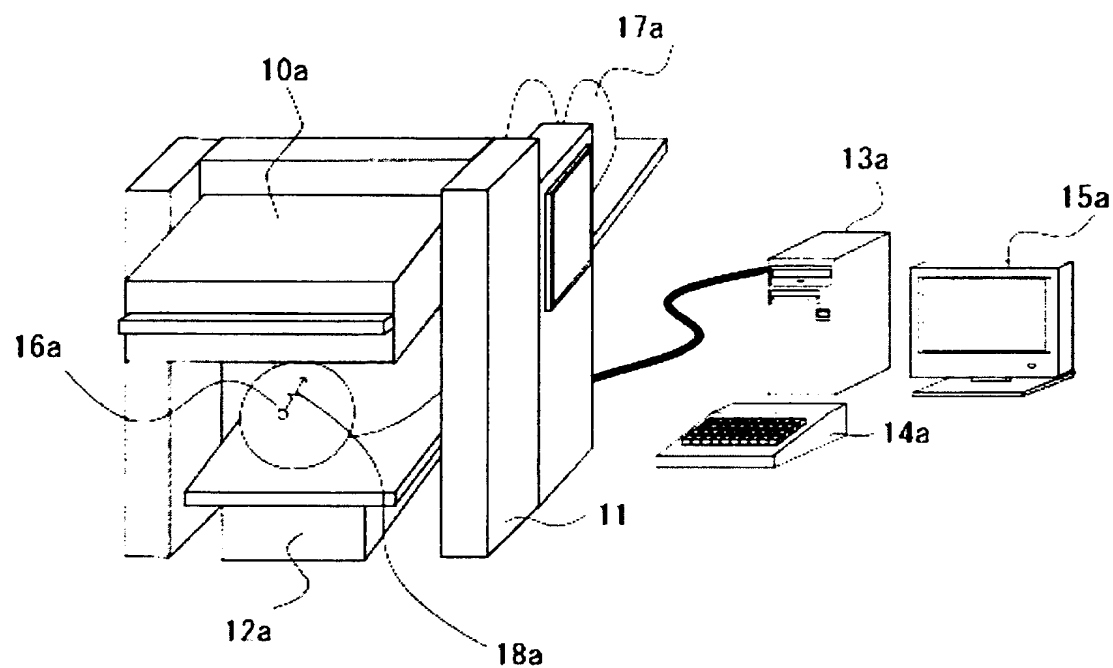
【符号の説明】

10…ガンマカメラ (放射線検出器), 11…ガンマカメラ筐体, 12…寝台,
13…データ処理装置, 14…キーボード, 15…モニタ, 16…線源, 17…
被検体, 18…放射 γ 線, 20…SPECT 装置筐体, 21…カメラ回転リング
, 25…PET 装置筐体, 31…シンチレータ, 32…ライトガイド, 33…光
電子増倍管, 34…計測回路 35…計測回路固定ボード 71、77…検出素子,
41…コリメータ, 42…検出器モジュールボード, 43…ASIC モジュール
ボード, 45…ASIC, 46…出力コネクタ, 47…遮光シールドケース, 4
8…検出器側コネクタ、49…ASIC 側コネクタ, 51…遮蔽材, 71…検出
素子, 55a…カソード側バネ電極, 55b…アノード側バネ電極, H…保持部
(電気接続部), 71…検出素子, 72…アノード, 73…カソード (コモン)
, 77…検出素子、78、79…電極

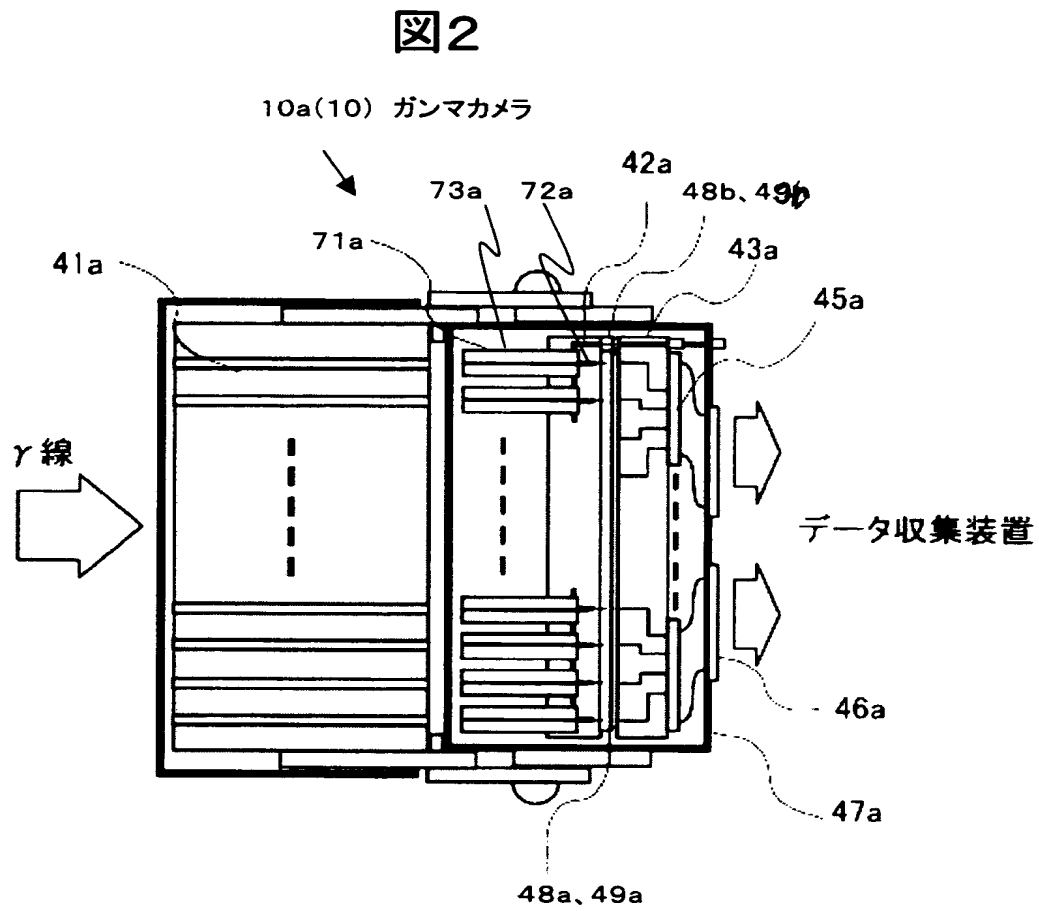
【書類名】 図面

【図 1】

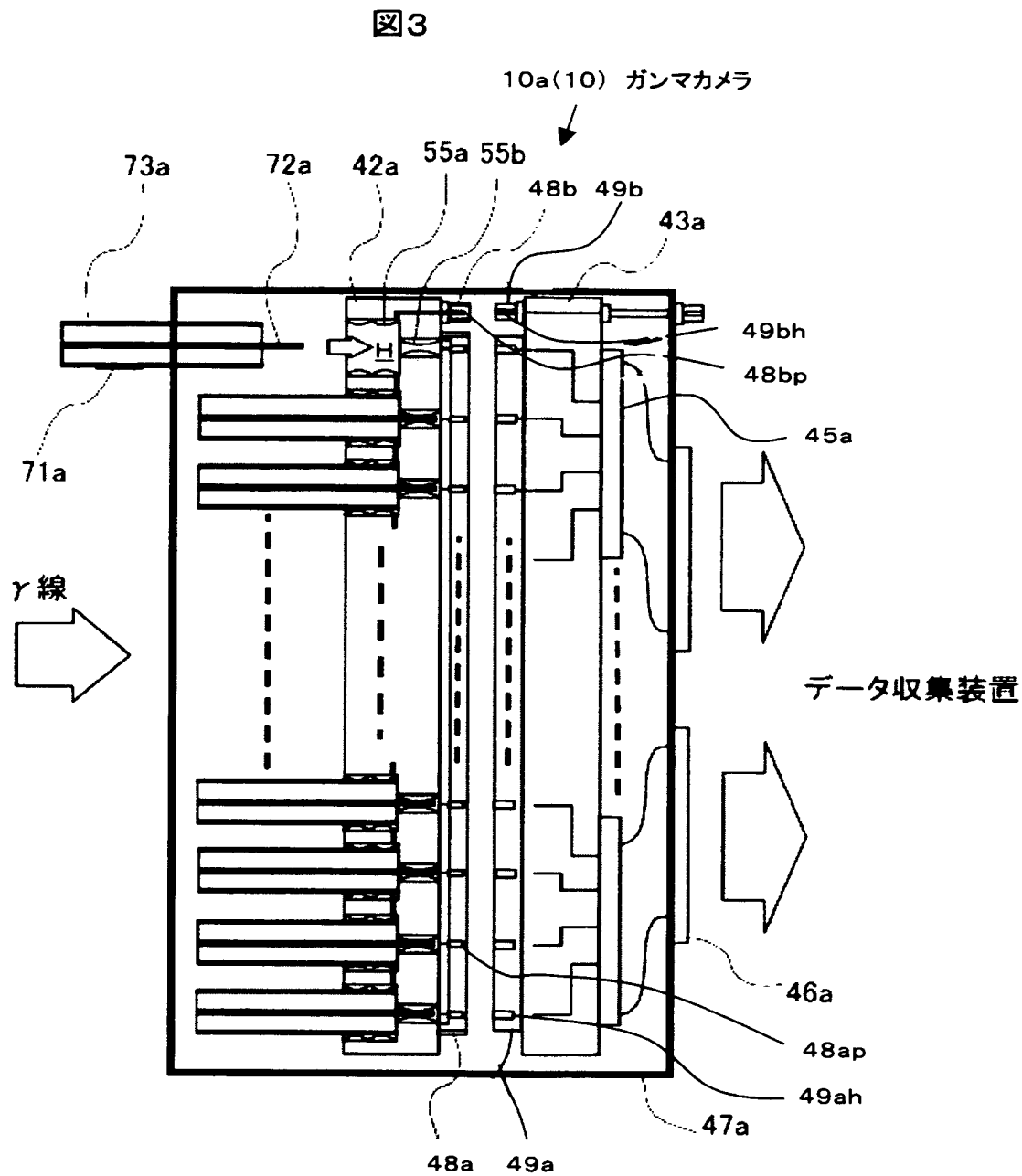
図 1



【図 2】

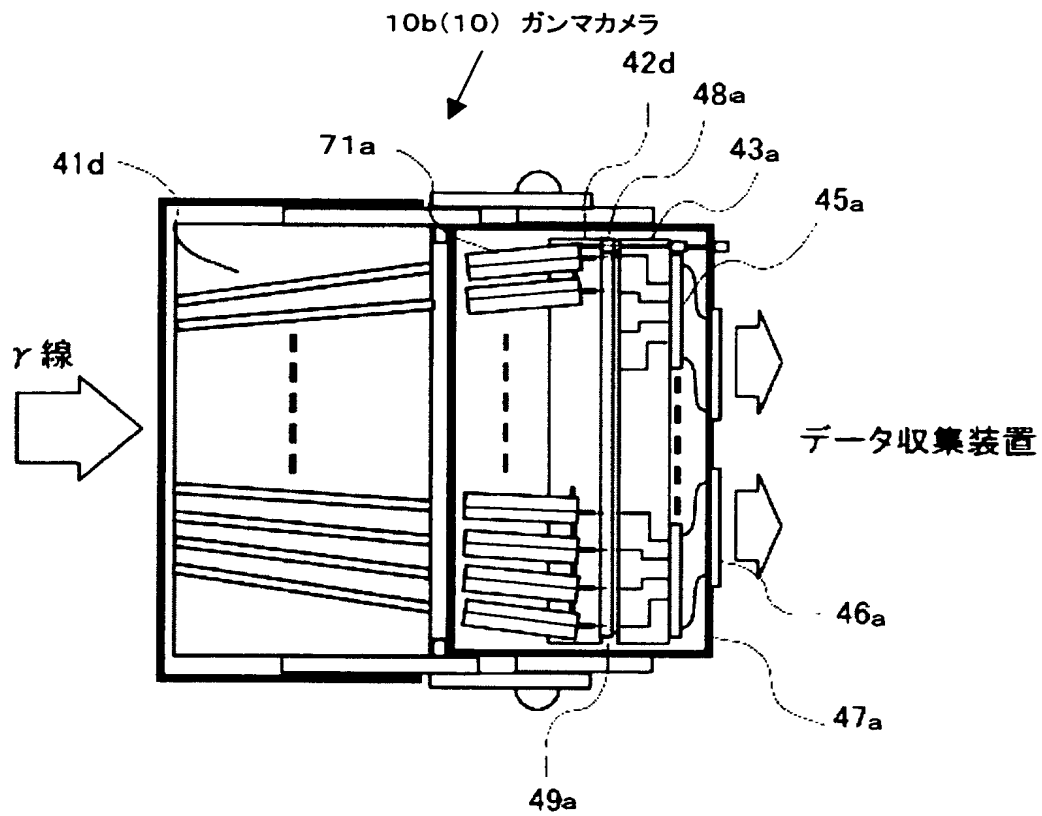


【図 3】

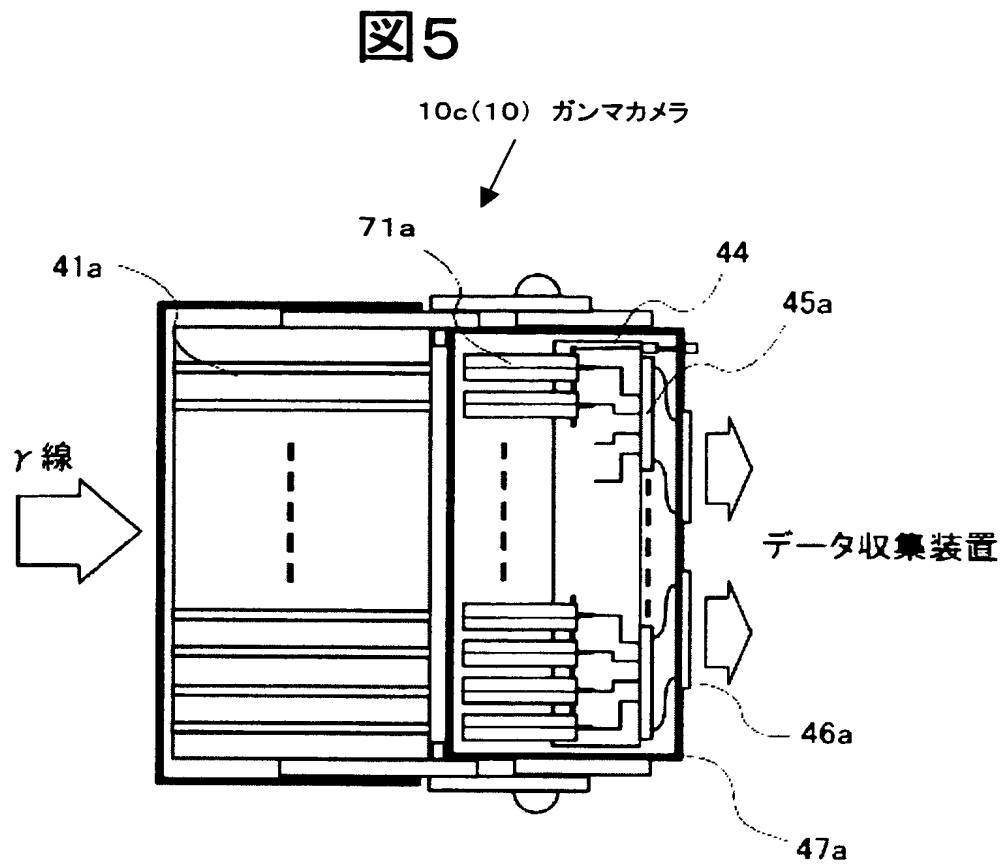


【図 4】

図4

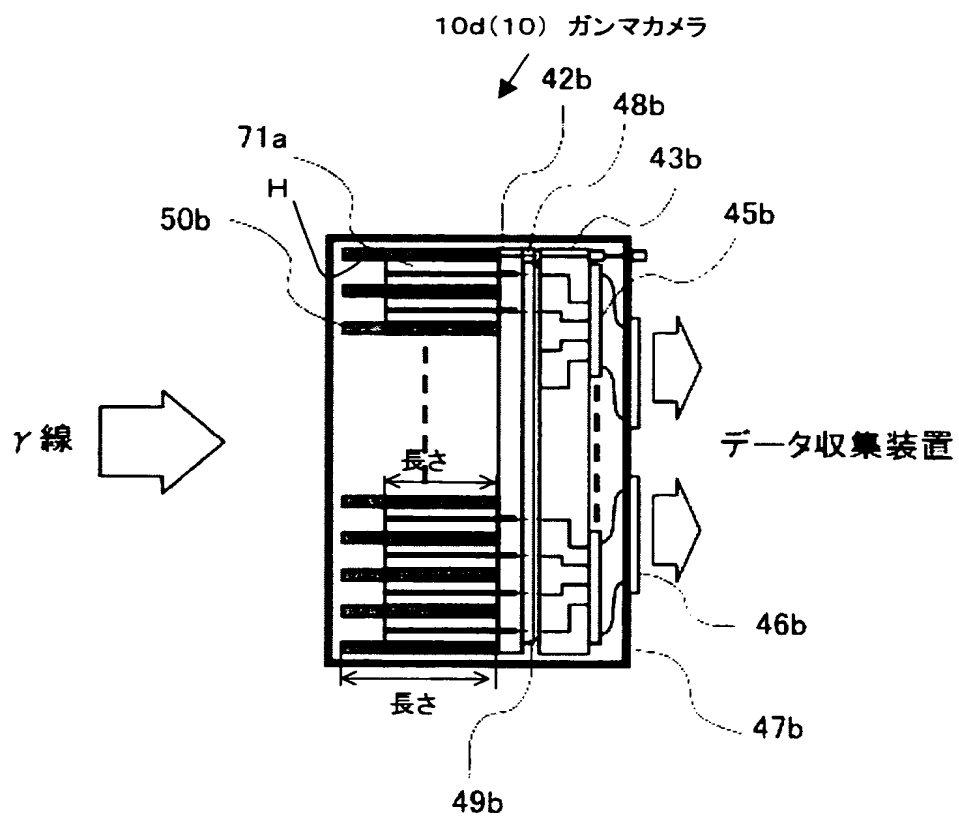


【図5】



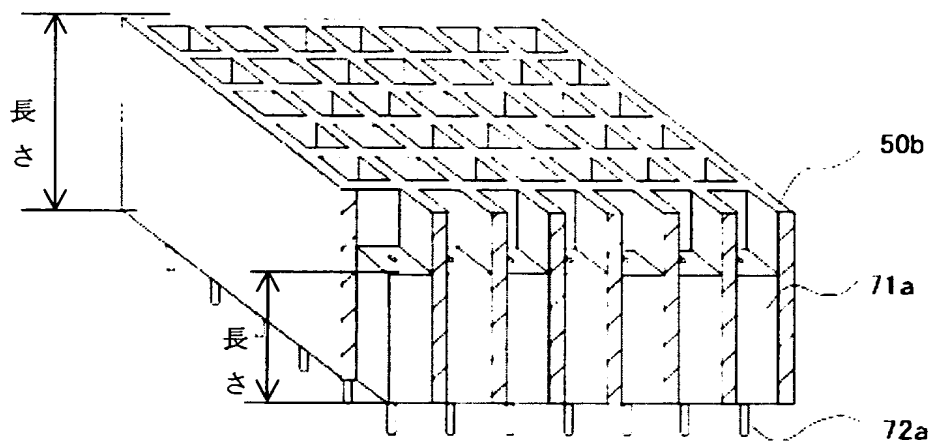
【図 6】

図6



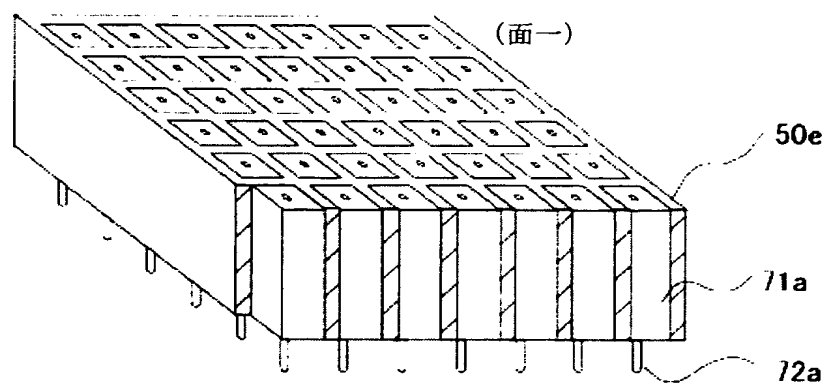
【図 7】

図 7



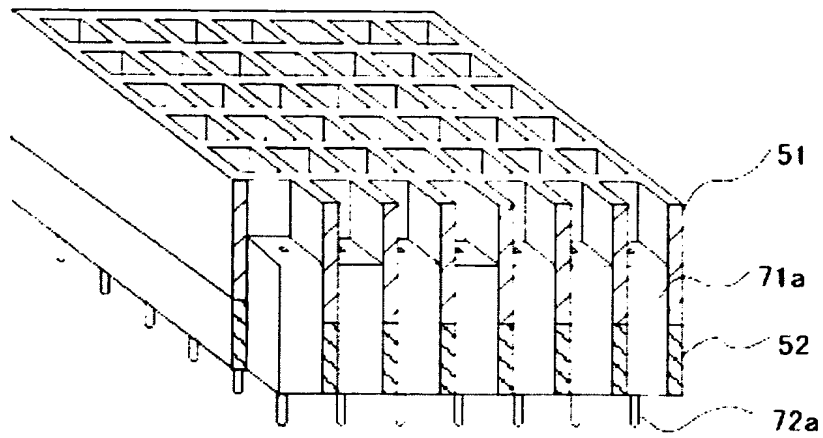
【図 8】

図 8



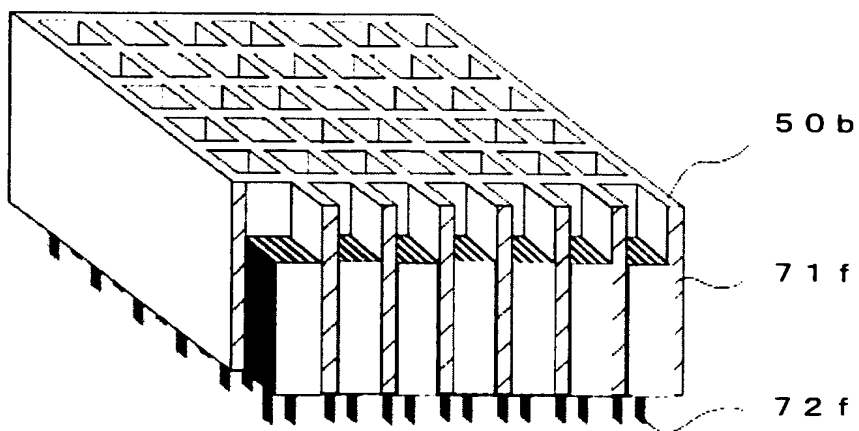
【図 9】

図 9



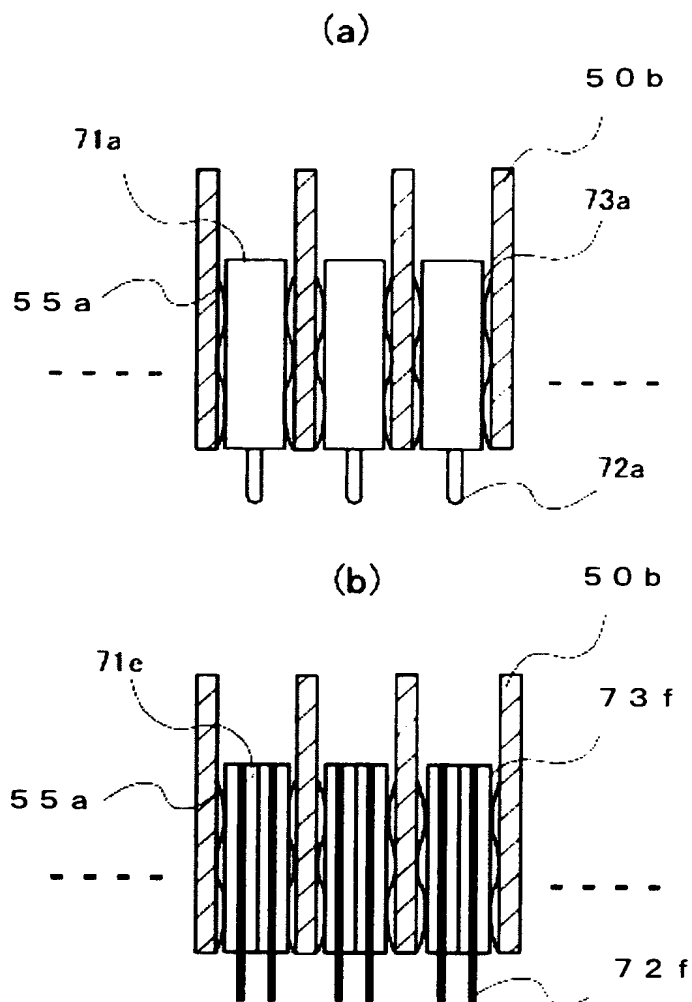
【図 10】

図 10



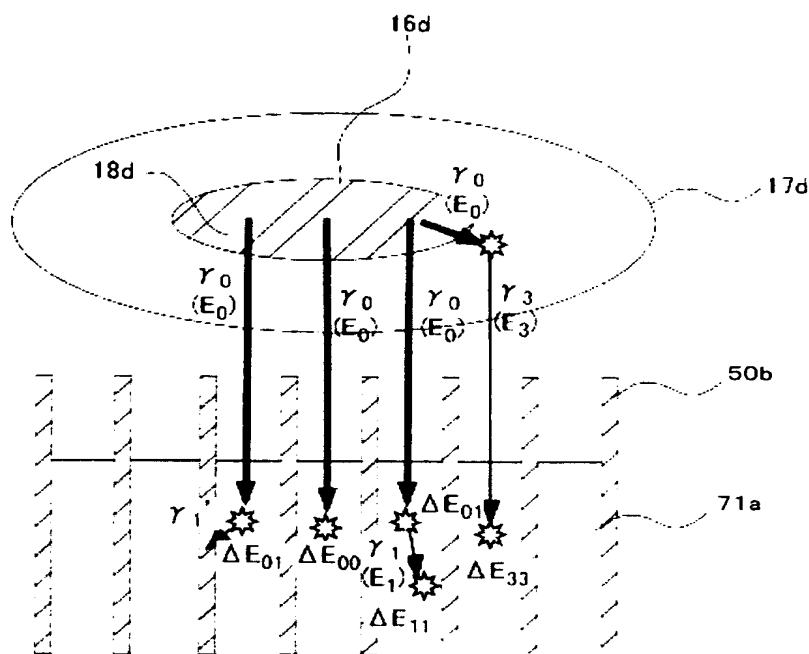
【図 11】

図 11



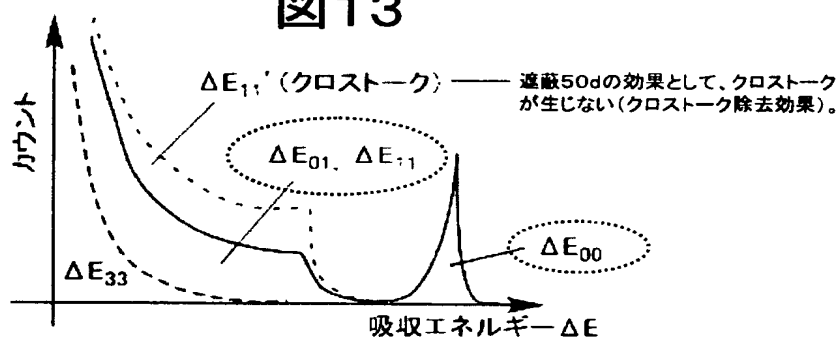
【図 12】

図12



【図 13】

図13

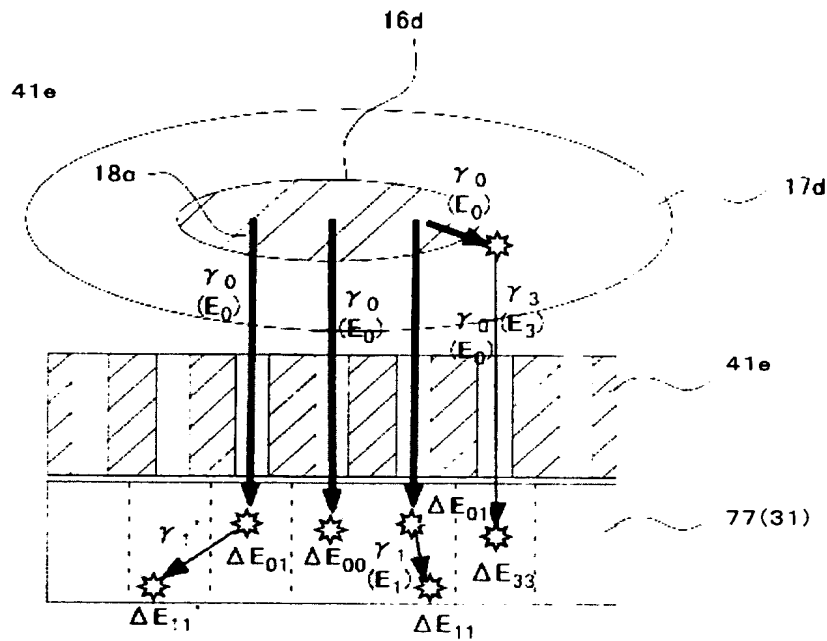


$\gamma_0(E_0)$: 線源からの直接 γ 線
 $\gamma_1(E_1)$: 検出器内での散乱線
 $\gamma_1'(E_1)$: 隣接セルへの散乱線
 (クロストーク)
 $\gamma_3(E_3)$: 体内散乱線

ΔE_{00} : 光電効果 (全吸収)
 ΔE_{01} : 散乱による反跳電子のエネルギー ($< \Delta E_{00}$)
 ΔE_{11} : 散乱線の光電吸収 ($< \Delta E_{00}$)
 $\Delta E_{11}'$: 隣のセルへの散乱線の光電吸収 ($< \Delta E_{00}$)
 (クロストーク)
 ΔE_{33} : 体内散乱線の光電吸収 ($< \Delta E_{00}$)

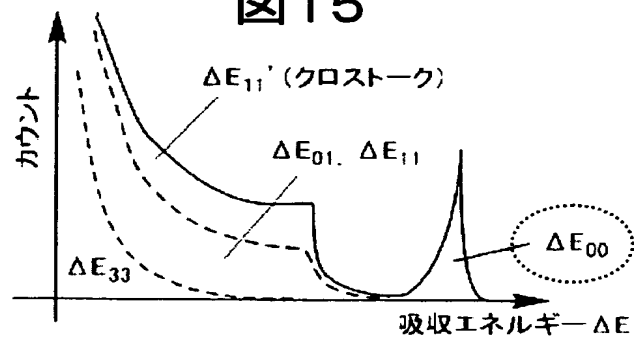
【図 14】

図 14



【図 15】

図 15



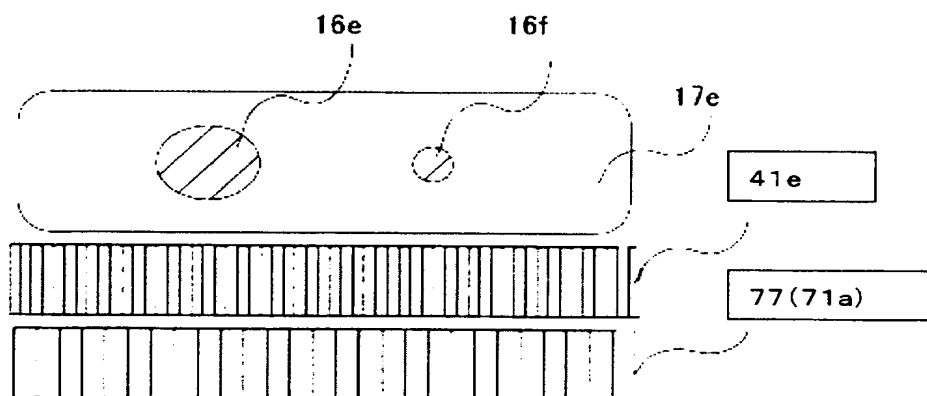
$\gamma_0(E_0)$: 線源からの直接 γ 線
 $\gamma_1(E_1)$: 検出器内での散乱線
 $\gamma_1'(E_1)$: 隣接セルへの散乱線
 (クロストーク)
 $\gamma_3(E_3)$: 体内散乱線

ΔE_{00} : 光電効果(全吸収)
 ΔE_{01} : 散乱による反跳電子のエネルギー ($< \Delta E_{00}$)
 ΔE_{11} : 散乱線の光電吸収 ($< \Delta E_{00}$)
 $\Delta E_{11}'$: 隣のセルへの散乱線の光電吸収 ($< \Delta E_{00}$)
 (クロストーク)
 ΔE_{33} : 体内散乱線の光電吸収 ($< \Delta E_{00}$)

【図 16】

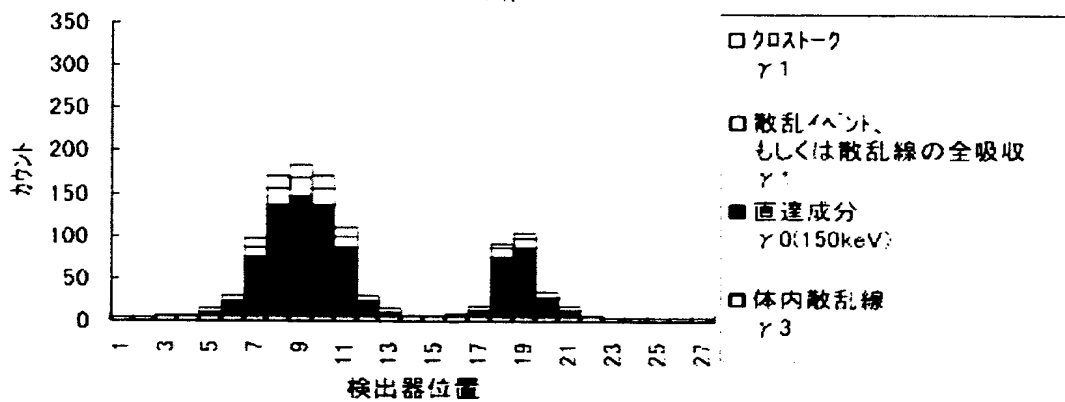
図 16

(a)



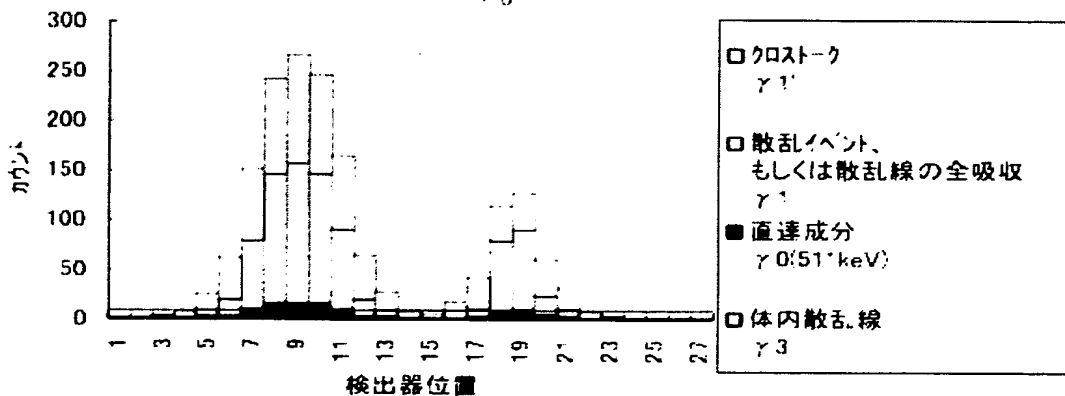
(b)

計測放射線分布例
($\gamma_0=150\text{keV}$)



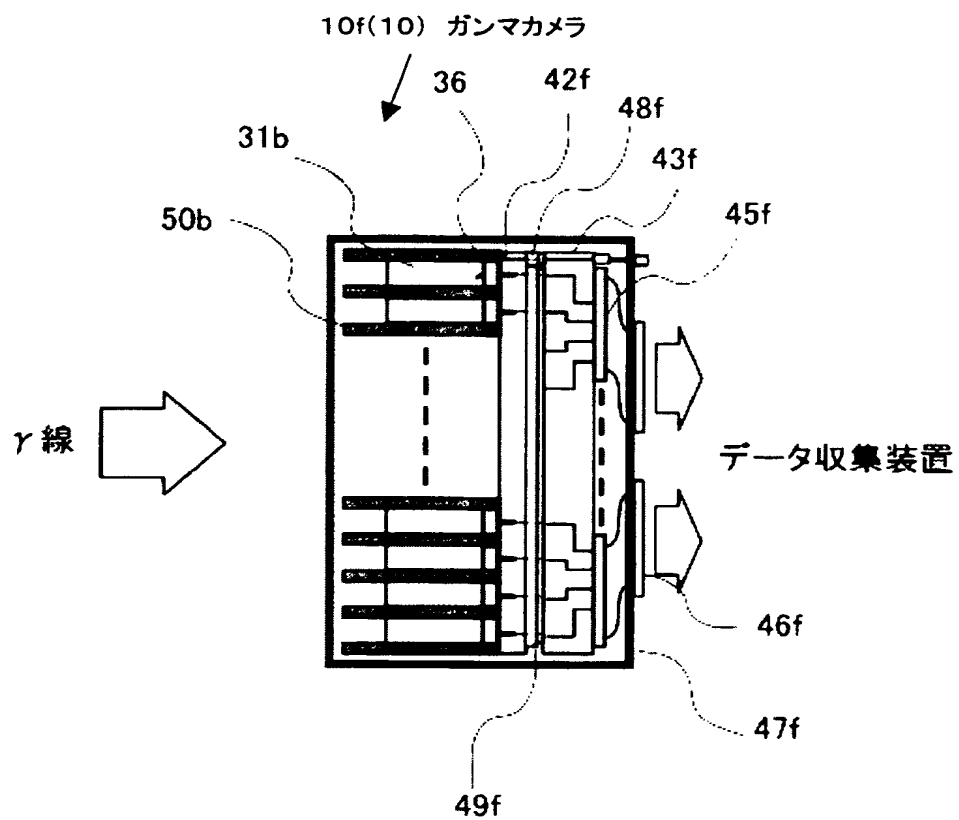
(c)

計測放射線分布例
($\gamma_0=511\text{keV}$)



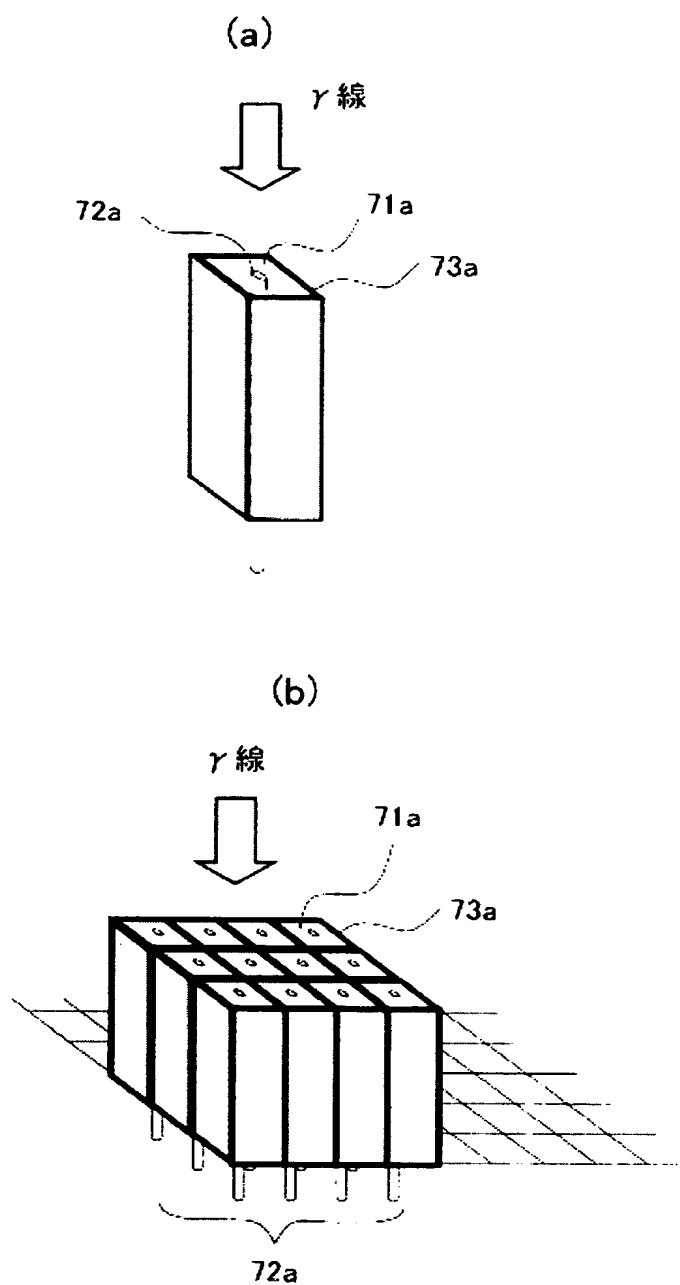
【図 17】

図 17

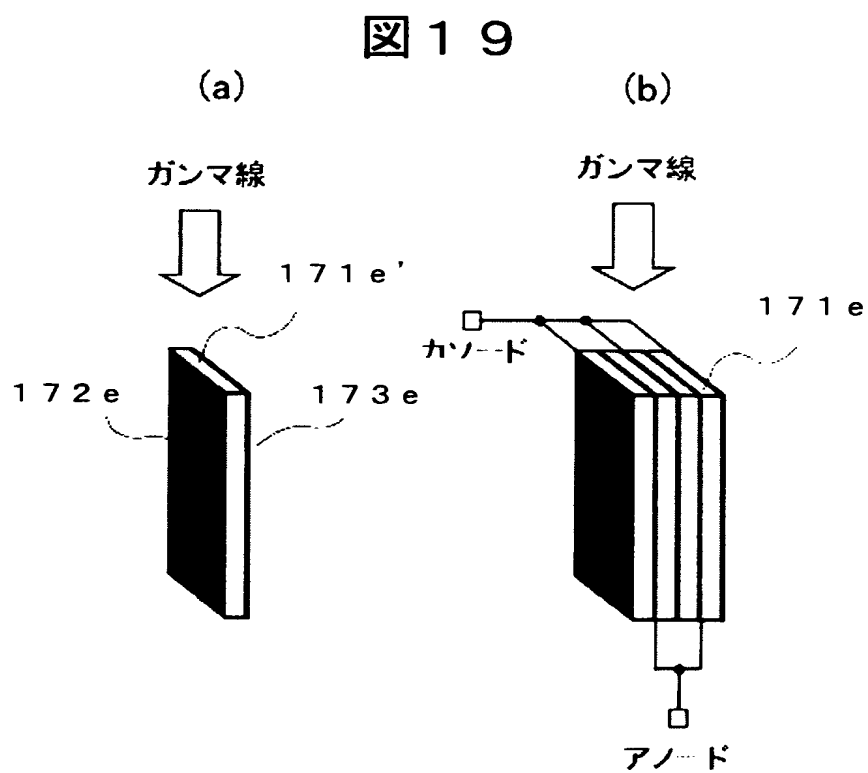


【図 18】

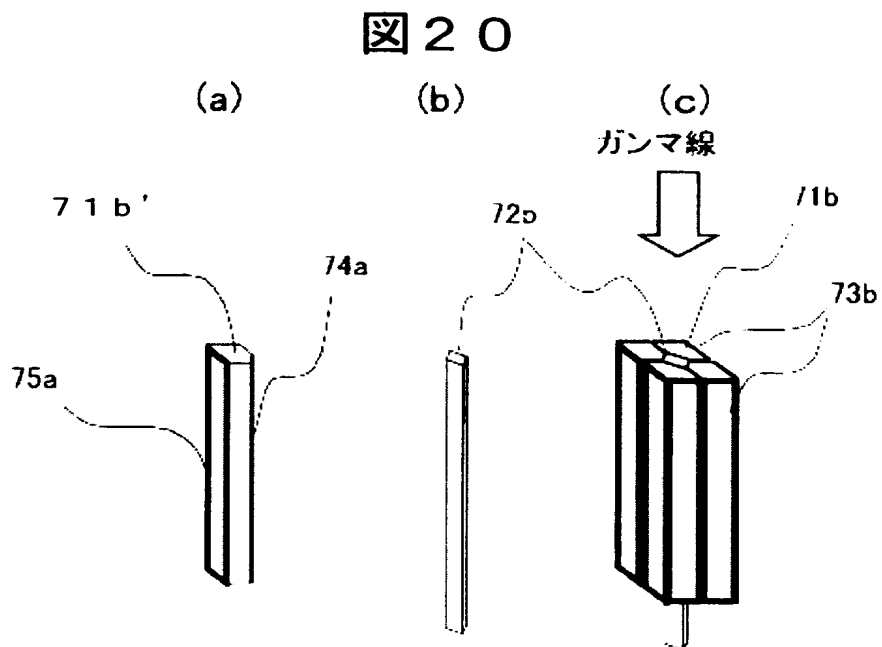
図 18



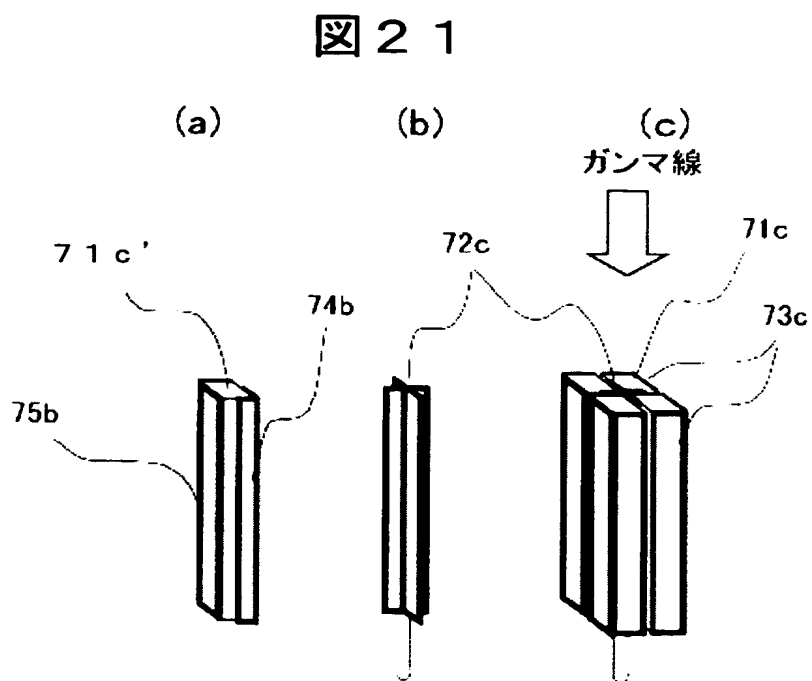
【図 19】



【図 20】

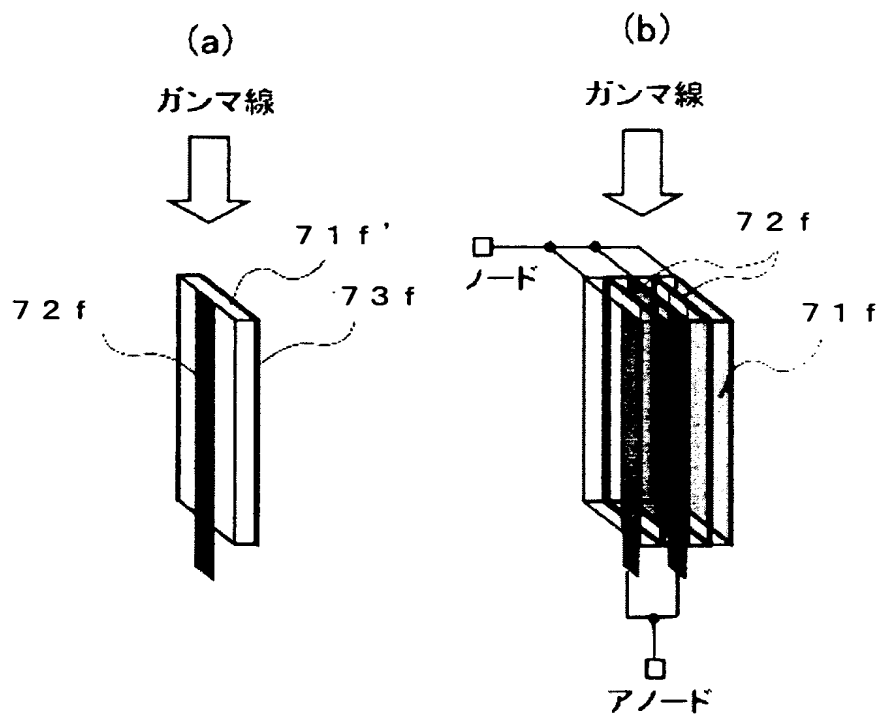


【図 21】



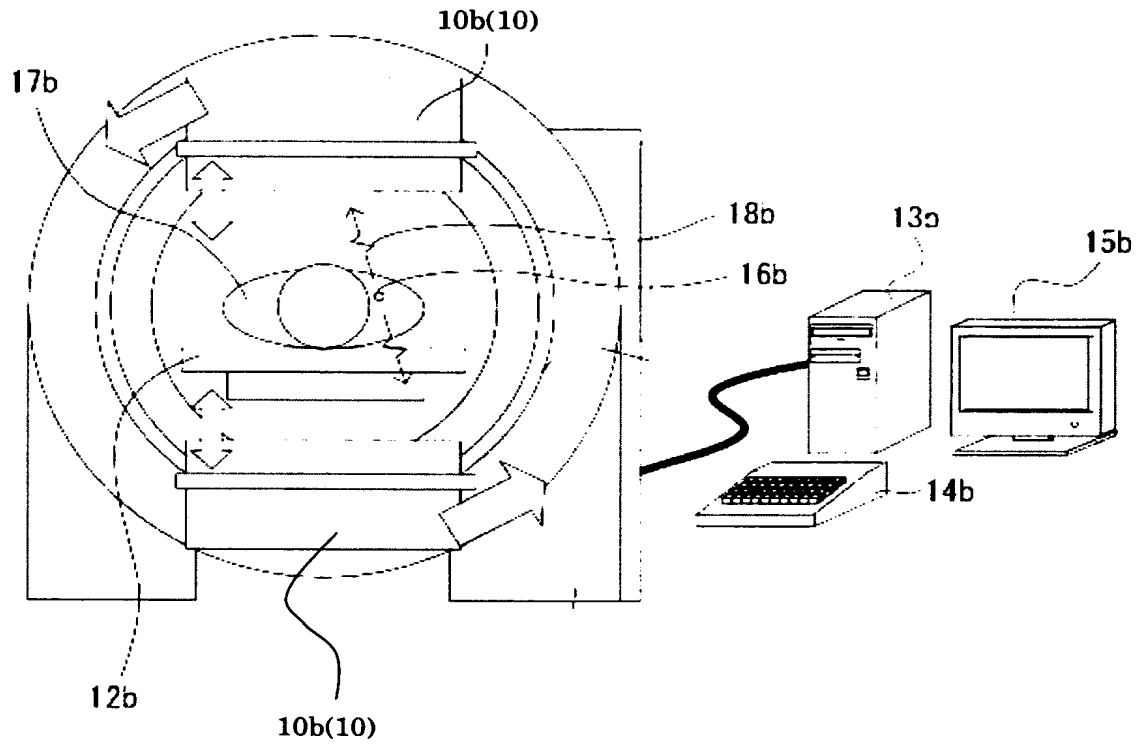
【図 22】

図 22



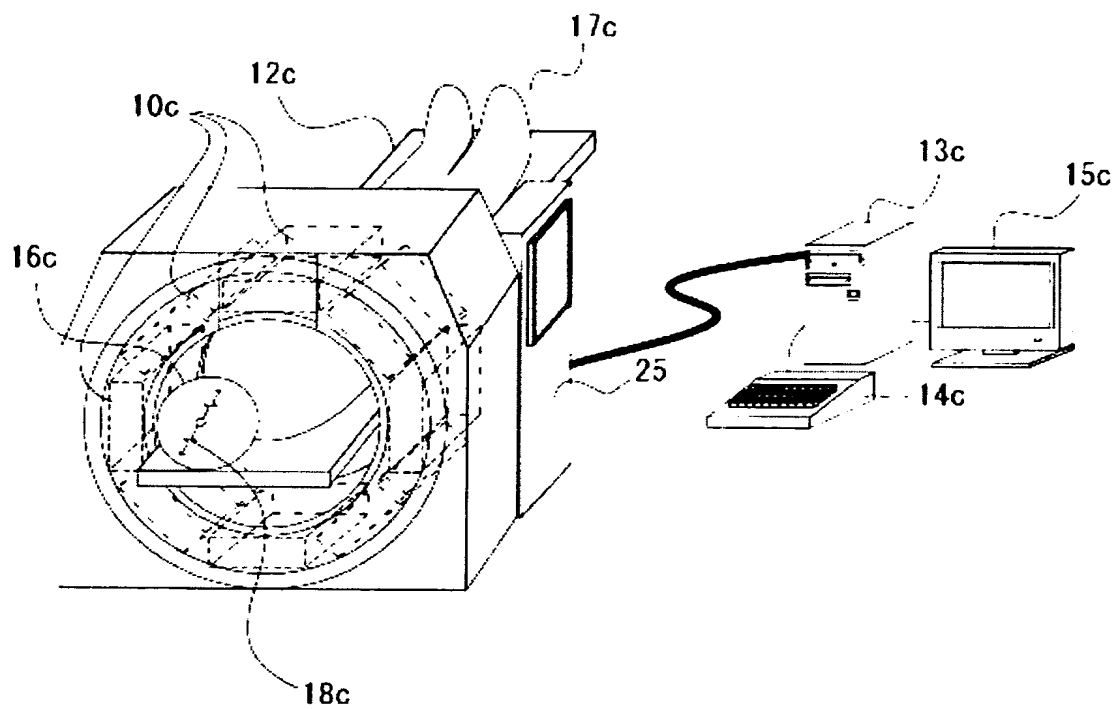
【図 23】

図 23



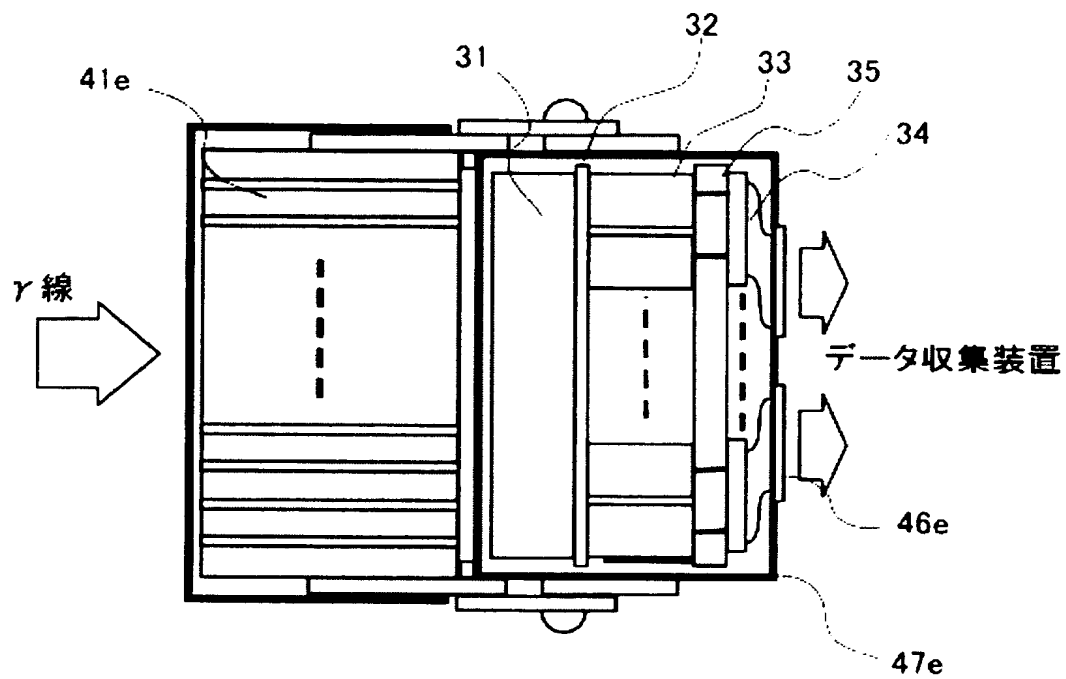
【図 24】

図 24



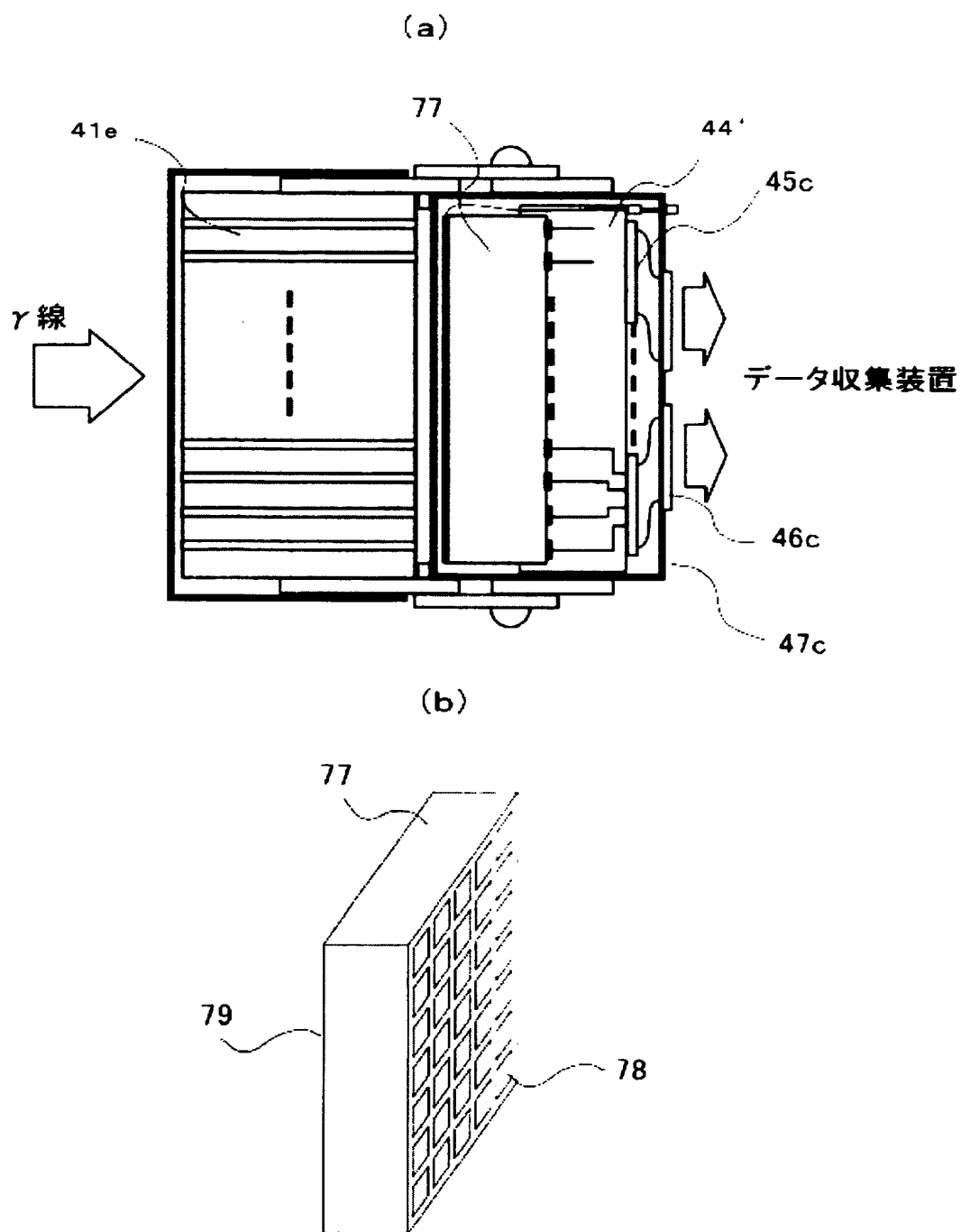
【図 25】

図 25



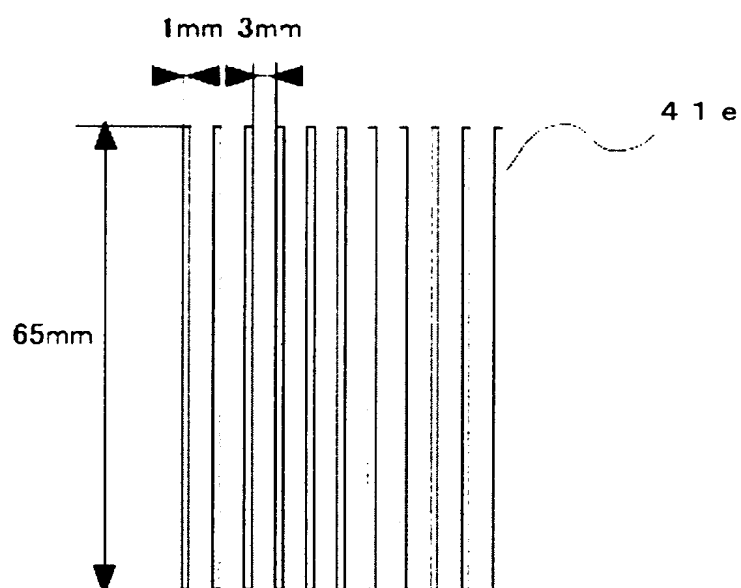
【図 26】

図26



【図 2 7】

図 2 7



300keV用コリメータ実寸比

【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 放射線検出器や放射線撮像装置の感度を向上すること、これら放射線検出器や放射線撮像装置に好適に使用することのできる放射線検出素子を提供すること。

【解決手段】 放射線と反応して電荷を生成する半導体材料を棒状に形成したアノード 7 2 a の周囲に配置し、アノード 7 2 a とは極性の異なるカソード 7 3 a を半導体材料の周囲に層状に配置した複数の放射線検出素子 7 1 a と、放射線検出素子 7 1 a からの信号を処理する A S I C 4 5 a を備えたこと、を特徴とする放射線検出器。

【選択図】 図 2

特願 2 0 0 2 - 2 9 4 2 9 5

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[0 0 0 0 0 5 1 0 8]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 3 1 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都千代田区神田駿河台 4 丁目 6 番地

氏 名

株式会社日立製作所